



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento Di Psicologia Generale

**Corso di laurea triennale in Scienze psicologiche cognitive e
psicobiologiche**

Tesi di laurea triennale

**Studio psicofisico sulla percezione di un
fenomeno entoptico: le spazzole di Haidinger**

Psychophysical study on the perception of an entoptic phenomenon:
Haidinger's brushes

Relatore

Prof. Luca Battaglini

Laureanda: Maja Bogucka

Matricola: 2046277

Anno Accademico 2023/2024

Indice

Abstract	3
Introduzione.....	4
Capitolo 1: Le basi biologiche delle spazzole di Haidinger.....	6
1.1 Un modello delle spazzole di Haidinger: la Teoria del polarizzatore radiale	6
1.2 Lo sviluppo della retina e delle fibre di Henle.....	9
1.3 I pigmenti maculari.....	10
1.4 L’adattamento neurale	11
Capitolo 2: Studio psicofisico sulla percezione delle spazzole di Haidinger	13
2.1 Obiettivo dello studio	13
2.2 Ipotesi sperimentali	14
2.3 Risultati attesi.....	14
2.4 METODO.....	15
2.4.1 Partecipanti	16
2.4.2 Setup sperimentale	16
2.4.3 Procedura sperimentale	18
Capitolo 3: Risultati e conclusioni.....	20
3.1 Analisi dei dati e Risultati	20
3.1.1 Confronto tra metodi sperimentali e prestazioni oculari	20
3.1.2 Confronto tra dominanza oculare e dominanza sensoriale.....	21
3.1.3 Secondo confronto tra metodi sperimentali e prestazioni oculari	22
3.1.4 Analisi della correlazione tra pendenze ed errori rifrattivi.....	23
3.1.5 Un modello matematico per la descrizione dei dati sperimentali.....	24
3.1.6 Osservazioni specifiche nei soggetti con condizioni patologiche	25
3.2 Discussione generale	26
3.2.1 Prospettive cliniche e Applicazioni	27
3.3 Limiti e sviluppi futuri	28
Bibliografia.....	31

Abstract

Il presente lavoro di tesi esplora la percezione delle spazzole di Haidinger, un fenomeno entoptico che si origina dall'interazione tra la luce polarizzata e la struttura anatomica dell'occhio umano. Tale fenomeno è mediato dalla presenza di molecole di luteina contenute nelle membrane delle fibre nervose dei fotorecettori, che disponendosi radialmente nella fovea agiscono come un polarizzatore integrato. Studi precedenti hanno indagato questo effetto entoptico focalizzandosi prevalentemente sulla determinazione della soglia percettiva. Nel presente studio è stato testato uno strumento ottico, sviluppato *ad hoc*, che combina la luce di due sorgenti luminose, una delle quali è polarizzata tramite un polarizzatore lineare montato su un supporto rotante. I partecipanti all'esperimento sono stati esaminati in condizioni di massimo contrasto (luce blu), mentre veniva manipolata la percentuale di luce polarizzata. Durante il test, è stata registrata la velocità di rotazione del filtro polarizzatore alla quale i soggetti percepivano le spazzole di Haidinger per la prima volta (tecnica discendente) o per l'ultima volta (tecnica ascendente). Il setup sviluppato permette di esplorare i limiti percettivi delle HB. Considerando che la percezione delle spazzole di Haidinger è strettamente legata alla distribuzione e alla densità dei pigmenti maculari, i risultati ottenuti potrebbero fornire informazioni sullo stato di salute della macula. Inoltre, potrebbero rappresentare uno strumento di screening non invasivo ed economico per la diagnosi precoce di patologie maculari e per la degenerazione dei pigmenti maculari.

Introduzione

La luce è una radiazione elettromagnetica caratterizzata da un campo elettrico e un campo magnetico che si generano reciprocamente; si propaga sotto forma di onda e presenta diverse proprietà fisiche, tra cui la lunghezza d'onda (λ), l'ampiezza (A), la fase (φ) e la polarizzazione. Sebbene l'occhio umano non sia sensibile alla fase, è in grado di percepire le diverse lunghezze d'onda della luce (che si traducono nella percezione dei colori) e le variazioni di intensità luminosa, attraverso i fotorecettori presenti sul fondo della retina. I fotorecettori della retina sono di due tipi: i coni e i bastoncelli, e svolgono ruoli distinti nella visione. I bastoncelli operano principalmente in condizioni di bassa luminosità, contribuendo alla visione scotopica e mostrando una sensibilità alla luminosità, che consente la visione in bianco e nero. Al contrario, i coni sono responsabili della visione fotopica (condizioni di alta luminosità) e sono sensibili a diverse lunghezze d'onda, svolgendo un ruolo fondamentale nella discriminazione cromatica. La polarizzazione della luce, invece, è la proprietà definita dal piano lungo il quale oscilla il vettore campo elettrico (\vec{E}). Diverse specie animali, principalmente invertebrati, sono sensibili alla polarizzazione e la utilizzano per orientarsi, navigare e comunicare (Horváth, G. 2014). La capacità umana di rilevare l'orientamento del vettore campo elettrico della luce polarizzata è stata scoperta nel 1844 dal fisico austriaco Wilhelm Karl von Haidinger (Haidinger, 1844). L'interazione tra la luce polarizzata linearmente e la struttura anatomica dell'occhio umano facilita la percezione del fenomeno entoptico, nominato dal nome dello studioso, noto come *spazzole di Haidinger*. Osservando il cielo a 90° rispetto al sole, Haidinger osservò un tenue pattern di colore giallastro dalla forma a papillon, che copriva circa 3° di angolo visivo attorno al punto di fissazione e orientato perpendicolarmente al piano di polarizzazione della luce (Temple et al. 2011; Misson et al. 2017). Tra le spazzole gialle se ne individuano altre bluastre, la cui percezione è influenzata dal processo neurale di opposizione giallo-blu che avviene contemporaneamente. Il fenomeno può essere osservato anche fissando lo schermo, bianco o blu, di un monitor LCD, oppure usando un polarizzatore radiale che filtri la luce polarizzata linearmente. In ogni caso, se il piano di polarizzazione della luce non cambia rispetto all'occhio, l'effetto tende a svanire entro 5 secondi a causa dell'adattamento neurale. È possibile eludere questo processo inclinando la testa da un lato all'altro oppure ruotando il polarizzatore.

Le spazzole di Haidinger sono fortemente dipendenti dalla lunghezza d'onda della luce: il pattern appare più scuro in presenza di luce blu, giallastro sotto luce bianca e svanisce del tutto con luce rossa e verde (Müller et al. 2016). Questa sensibilità si allinea strettamente a quella dei pigmenti maculari: sia i carotenoidi che le spazzole di Haidinger mostrano un picco di assorbimento intorno ai 460 nm (Bone et al. 1992).

Le spazzole di Haidinger, quindi, non solo evidenziano la capacità dell'essere umano di percepire la polarizzazione della luce, ma offrono anche un'importante finestra di approfondimento sulle basi biologiche che sottendono questo fenomeno.

Capitolo 1: Le basi biologiche delle spazzole di Haidinger

1.1 Un modello delle spazzole di Haidinger: la Teoria del polarizzatore radiale

La teoria del polarizzatore radiale delle spazzole di Haidinger (Misson et. al 2018) propone una spiegazione della generazione del pattern a forma di papillon del fenomeno entoptico a partire dalla Legge di Malus. La legge descrive l'intensità della luce trasmessa attraverso un filtro polarizzatore, nel caso di luce incidente polarizzata linearmente (Fig. 1.a), con la seguente formula:

$$I(\beta) = I_0 \cos^2(\beta) \quad [1]$$

Dove β corrisponde all'angolo compreso tra il piano di polarizzazione del campo elettrico (\vec{E}) e l'asse di trasmissione del filtro (R). Nel caso di un polarizzatore radiale (Fig. 1.b) la luce in output è trasmessa lungo l'asse di trasmissione del filtro, che forma un angolo θ con l'asse delle ascisse. Se il campo elettrico forma un angolo α con l'asse delle x , la formula precedente diventa:

$$I(\alpha, \theta) = I_0 \cos^2(\theta - \alpha) \quad [2]$$

L'intensità della luce polarizzata linearmente filtrata dal polarizzatore radiale, in accordo con la legge di Malus, darà origine ad un pattern, in cui, nei punti dove il campo elettrico forma un angolo γ , con $\gamma = \{\gamma \in R \mid \gamma = \frac{\pi}{2} \cdot k, k \in Z\}$, e un angolo δ , con $\delta = \{\delta \in R \mid \delta = \pi \cdot k, k \in Z\}$, con R avremo, rispettivamente, i punti di minima e massima intensità (Fig. 1).

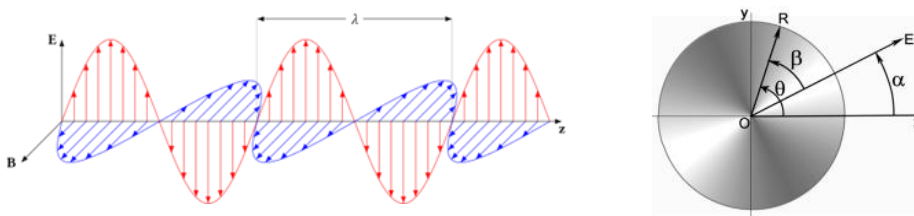


Fig. 1 (a) Un'onda elettromagnetica "polarizzata verticalmente" di lunghezza d'onda λ ha il suo vettore campo elettrico \vec{E} (rosso) che oscilla nella direzione verticale. Il campo magnetico \vec{B} è sempre perpendicolare ad esso (blu), ed entrambi sono perpendicolari alla direzione di propagazione (z). **(b)** Intensità della luce polarizzata linearmente attraverso un

polarizzatore radiale. Nel pattern formatosi notiamo che nei punti in cui l'angolo β è pari a 90° e 270° abbiamo che l'intensità della luce in output è minima. Quando l'angolo β è pari a 0° e 180° l'intensità è massima.

Se consideriamo un fascio di luce polarizzata linearmente, caratterizzata da un campo elettrico \vec{E} costante che oscilla in un piano orizzontale (Fig. 2.a), attraverso un filtro polarizzatore lineare, con gli assi di trasmissione orientati radialmente (Fig. 2.b), possiamo rilevare il pattern a forma di papillon precedentemente descritto (Fig. 2.c).

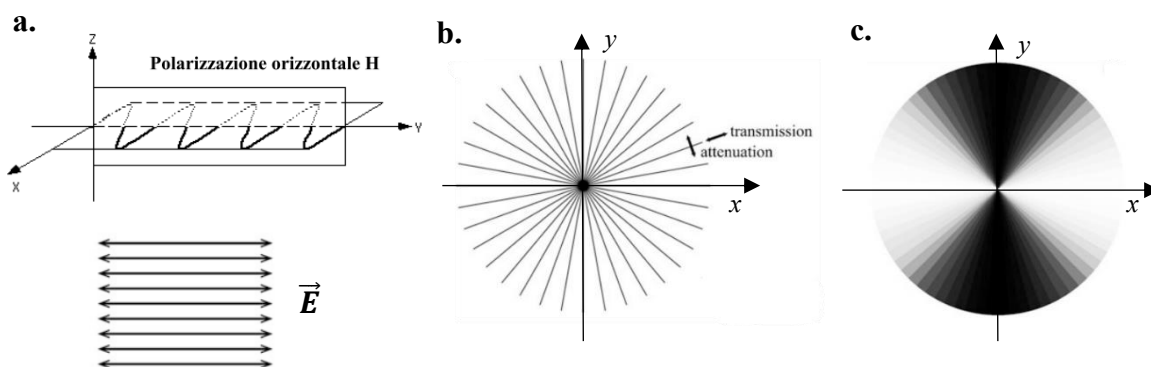


Fig. 2 Osservando attraverso un filtro polarizzatore lineare con gli assi di trasmissione organizzati radialmente (b) una luce polarizzata orizzontalmente (a) si origina un pattern dalla forma a papillon (c). Il polarizzatore radiale assorbe selettivamente la luce polarizzata. Le variazioni nell'orientamento delle fibre di assorbimento del filtro rispetto alla luce polarizzata in input si traducono in cambiamenti di luminosità trasmessa in output, secondo la legge di Malus [1]. Lungo l'asse y , dove l'asse di trasmissione del filtro è orientato perpendicolarmente alla luce polarizzata, si ha il massimo assorbimento del vettore campo elettrico \vec{E} , che risulta in un'intensità di output minima. Al contrario, lungo l'asse delle x , dove l'orientamento dell'asse di trasmissione del filtro è parallelo al campo elettrico, l'assorbimento è minimo e l'intensità dell'onda trasmessa è massima.

Se il filtro polarizzatore assorbisse selettivamente lunghezze d'onda brevi e la luce in input fosse una luce polarizzata linearmente bianca, il pattern risultante presenterebbe un colore giallastro e sarebbe intervallato da spazzole blu parallele al piano di polarizzazione della luce (Fig. 3.b) (Horvat 2014). Il colore blu delle aree che affiancano le spazzole gialle deriva dal fenomeno di opposizione cromatica giallo-blu che si verifica contemporaneamente (Fig.3.a, 3.b). L'intensità delle spazzole di Haidinger, descritta dalla legge di Malus [1], è variabile nei diversi punti del filtro: l'assorbimento del vettore campo elettrico è massimo quando esso è parallelo alla direzione di assorbimento del

filtro (lungo l'asse delle ordinate, Fig. 2.c) e minimo quando \vec{E} è perpendicolare (lungo l'asse delle ascisse, Fig. 2.c). I livelli di assorbimento sono intermedi per gli altri gradi di orientamento.

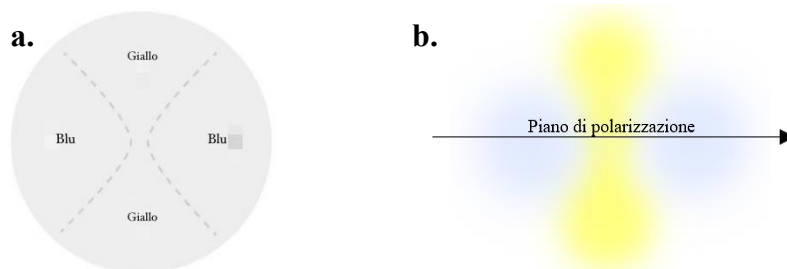


Fig.3 Simulazione delle spazzole di Haidinger percepite in presenza di luce bianca polarizzata orizzontalmente. Il pattern giallastro a forma di papillon è il pattern principale ed è orientato perpendicolarmente al piano di polarizzazione della luce. Il pattern origina dall'assorbimento selettivo del campo elettrico \vec{E} da parte delle fibre di assorbimento del filtro polarizzatore. Tra le spazzole gialle si individuano delle spazzole blu, la cui percezione è dovuta al processo di opposizione cromatica che avviene contemporaneamente.

Per primo Maxwell (1850) ha proposto l'esistenza di un filtro polarizzatore radiale integrato nell'occhio umano. La stessa ipotesi, come possibile interpretazione delle spazzole di Haidinger, è stata successivamente avanzata da Helmholtz (1924) e, al giorno d'oggi, rappresenta la spiegazione maggiormente condivisa. Secondo questa teoria, il pattern (Fig. 3.b) si origina dall'assorbimento della luce polarizzata da parte di una struttura integrata nella retina che assorbe selettivamente luce a lunghezze d'onda brevi. Le caratteristiche spettrali delle spazzole di Haidinger sono molto simili a quelle dei pigmenti maculari, tanto che, sotto luce blu l'assorbimento è massimo, raggiungendo il picco a 460-490nm (Müller et al. 2016). Queste peculiarità, insieme alle proprietà birifrangenti¹ della retina, supportano l'ipotesi riguardante la presenza di un polarizzatore radiale integrato nella retina. Vari autori (von Helmholtz 1924; De Vries et al. 1953; Naylor and Stanworth 1954; Bone 1980) hanno attribuito l'origine delle spazzole di

¹ Un materiale che modifica lo stato di polarizzazione di un fascio di luce che lo attraversa è definito *birifrangente*. La birifrangenza consiste nella scomposizione di un raggio di luce in due raggi distinti quando esso attraversa materiali anisotropi, ovvero che possiedono proprietà ottiche variabili in base alla direzione della luce. Nel caso della macula, questa dipendenza direzionale è legata all'organizzazione delle fibre di Henle, che fa sì che la luce polarizzata interagisca in modo specifico con la macula, dando origine al fenomeno delle spazzole di Haidinger.

Haidinger al comportamento e dalla disposizione dei pigmenti carotenoidi all'interno delle fibre di Henle.

1.2 Lo sviluppo della retina e delle fibre di Henle

Lo strato delle fibre di Henle si forma durante il processo di sviluppo retinico. Nella retina adulta appare come un insieme di segmenti allungati, che non sono altro che gli assoni dei fotorecettori della fovea, disposti a raggiera intorno ad essa (Fig. 4.c). Lo sviluppo dell'occhio umano è un processo lungo che ha inizio prima del parto e si protrae per decine di mesi successivi alla nascita.

L'occhio umano, organo sensoriale della visione, è formato da strati e cellule specializzate che captano la luce e la convogliano verso la retina, dove i segnali luminosi vengono convertiti in impulsi elettrici. Gli strati (detti anche tuniche) che costituiscono l'occhio sono tre: uno strato esterno, uno intermedio e uno interno. Quest'ultimo è rappresentato dalla retina, lo strato fotosensibile in cui le cellule nervose svolgono la funzione di trasduzione visiva. Attraverso l'oftalmoscopio, è possibile distinguere due regioni centrali della retina: la *macula* e la *fovea* (Fig. 4.a). La macula, responsabile della visione centrale, ha una caratteristica colorazione giallastra dovuta alla presenza dei pigmenti carotenoidi. Al centro della macula si trova la fovea, la regione di massima acuità visiva, caratterizzata da uno spessore retinico ridotto. La retina, normalmente organizzata in una struttura laminare a otto strati, ne conta solo cinque a livello foveale a causa della migrazione cellulare. Lo spessore della retina aumenta dalla periferia verso il centro: raggiunge il suo massimo spessore (circa 0,23 mm) intorno alla macula, per assottigliarsi fino a circa 0,10 mm a livello della fovea. Durante lo sviluppo retinico, le cellule gangliari della fovea e le cellule dello strato nucleare interno migrano verso la periferia, contribuendo alla formazione della depressione foveale (Adams et al. 2005). Dalla nascita fino a 45 mesi, i fotorecettori migrano dalla periferia verso la fovea. La maturazione della retina adulta comporta due migrazioni opposte: quella delle cellule gangliari verso l'esterno e quella dei fotorecettori verso l'interno. Questo fenomeno provoca un allungamento del segmento che connette il corpo cellulare dei coni al peduncolo (Fig. 4.b). Questi segmenti, noti come *fibre di Henle*, non sono altro che gli assoni dei fotorecettori, disposti a raggiera attorno alla fovea (Adams 2004).

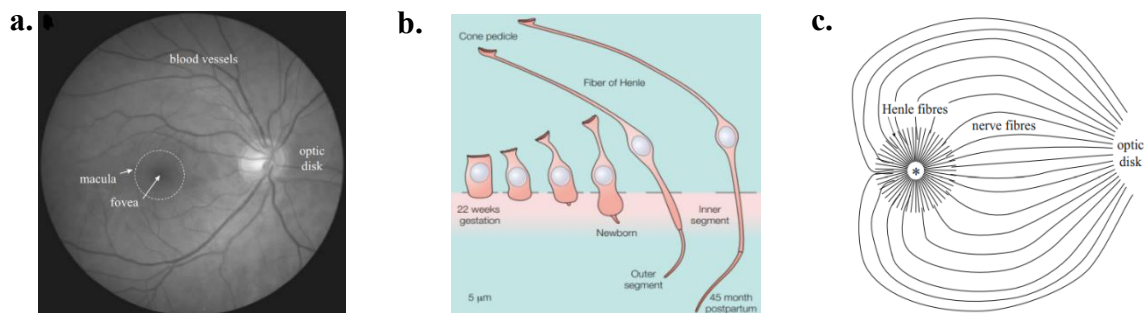


Fig. 4 (a) Immagine della retina vista attraverso un oftalmoscopio. Al centro della retina si individua la macula, contenente i pigmenti maculari, al centro della quale, più piccola e più scura, risiede la fovea. (b) Un'immagine schematica che mostra lo sviluppo dei coni della fovea a partire dalla 22^a settimana di gestazione fino al 45^o mese post partum. Gli assoni dei fotorecettori, al termine della maturazione, hanno una forma allungata: si tratta dei segmenti chiamati Fibre di Henle. (c) Un disegno della disposizione a raggiera delle fibre di Henle attorno alla fovea.

1.3 I pigmenti maculari

I principali pigmenti carotenoidi presenti in alte concentrazioni a livello della macula sono la *luteina*, la *zeaxantina* e la *meso-zeaxantina*. La loro densità è particolarmente elevata nello strato delle fibre di Henle e diminuisce progressivamente verso la periferia retinica (Whitehead et al. 2006). Tra le diverse funzioni attribuite ai pigmenti abbiamo: la protezione dal danno fotochimico (Boulton et al. 2001), la protezione della retina dal danneggiamento provocato dalla luce blu (Hammond et al. 2001) e azione antiossidante. I pigmenti maculari filtrano la luce a lunghezza d'onda breve prima che raggiunga la retina, con un picco di assorbimento intorno a 460 nm. L'ipotesi secondo cui la macula agisce come un filtro polarizzatore radiale integrato nell'occhio umano, avanzata da diversi studiosi (von Helmholtz 1924; De Vries et al. 1953; Naylor and Stanworth 1954; Bone 1980; Misson et al. 2018), è supportata dalla particolare distribuzione dei carotenoidi all'interno dello strato delle fibre di Henle.

L'orientamento dei pigmenti maculari all'interno del doppio strato fosfolipidico delle membrane di queste fibre è considerato assimilabile ad un orientamento verticale (se si prende come riferimento l'asse orizzontale del piano della membrana doppio lipidica) (Fig. 5.a) (Grudzinski et al. 2017). Questo orientamento è ritenuto fondamentale per la formazione delle spazzole di Haidinger, poiché l'angolo che i pigmenti formano con la normale al piano del doppio strato fosfolipidico deve essere pari a $54,7^\circ$ o inferiore (Bone et al. 1992).

I pigmenti carotenoidi, per la maggior parte (circa i 2/3), assumono una disposizione a raggiera nella struttura cilindrica degli assoni dei fotorecettori (Fig. 5.b), tanto che il loro allineamento risulta tangente ai cerchi concentrici che hanno centro nella fovea (Fig. 5.c). Questi pigmenti, inoltre, presentano un comportamento dicroico, assorbendo la luce in modo preferenziale lungo il proprio asse molecolare (Bone et al. 1983). Pertanto, assorbono massimamente la luce polarizzata linearmente quando questa ha un orientamento parallelo al loro, mentre l'assorbimento risulta minimo se la luce è perpendicolare. Tale organizzazione radiale contribuisce alla formazione del pattern a papillon delle spazzole di Haidinger.

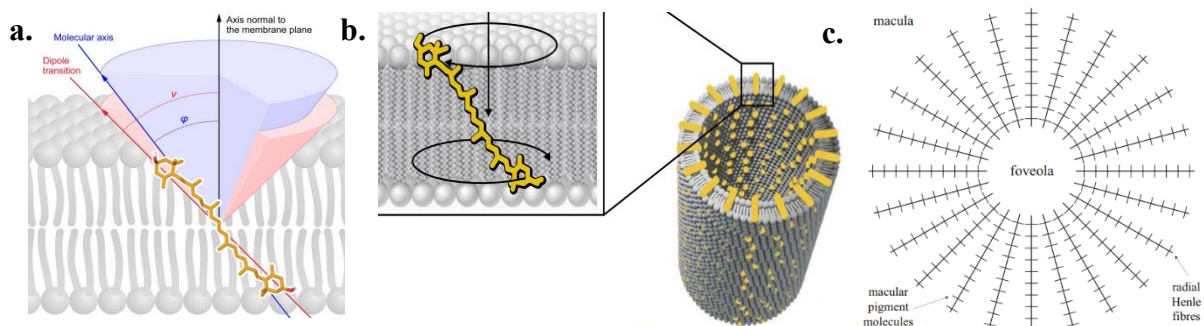


Fig. 5 (a) L'immagine mostra l'orientamento della molecola della zeaxantina all'interno del doppio strato fosfolipidico dell'assone. I pigmenti maculari sono tangenti ai cerchi concentrici formati dagli assoni delle fibre di Henle (c), La loro complessiva organizzazione a raggiera (b e c) contribuisce alla formazione delle spazzole di Haidinger, dal momento che l'assorbimento della luce polarizzata è preferenziale quando la luce ha orientamento parallelo alla molecola e minimo quando è perpendicolare.

1.4 L'adattamento neurale

L'adattamento neurale rappresenta il processo attraverso cui i neuroni riducono progressivamente la propria risposta ad uno stimolo costante o invariato nel tempo, facilitando una gestione efficiente delle informazioni ridondanti da parte del sistema nervoso (Kohn, 2007). Per quanto riguarda il fenomeno delle spazzole di Haidinger (HB) l'adattamento neurale può ridurre la visibilità del pattern se lo stimolo polarizzato rimane invariato. Nel presente esperimento, per contrastare questo fenomeno di adattamento e migliorare la stabilità percettiva del pattern, è stato progettato un setup caratterizzato da un filtro polarizzatore montato su un supporto rotante. Tale meccanismo rotante ha

mantenuto lo stimolo in movimento, modificando continuamente l'angolo tra il filtro e il piano di polarizzazione della luce. Questa configurazione dinamica ha lo scopo di ridurre l'adattamento neurale, preservando la visibilità del pattern di Haidinger per un periodo più lungo. Accorgimenti di questo tipo possono essere utili negli studi sui fenomeni entoptici, poiché migliorano l'accuratezza delle misurazioni delle soglie percettive riducendo al minimo l'effetto di desensibilizzazione dovuto all'esposizione prolungata ad uno stimolo polarizzato statico.

Capitolo 2: Studio psicofisico sulla percezione delle spazzole di Haidinger

2.1 Obiettivo dello studio

Il presente studio rappresenta un'estensione dello studio condotto da Mottes et al. (2022) in cui è stata investigata la sensibilità dell'occhio umano al grado di polarizzazione. A differenza di tale lavoro, il nostro esperimento si avvale di un setup sperimentale innovativo che consente di valutare come la percezione delle spazzole di Haidinger sia influenzata non solo dai livelli di polarizzazione della luce, ma anche dalla velocità di rotazione del filtro polarizzatore. La domanda centrale dello studio è: *a quale velocità di rotazione del filtro i partecipanti percepiscono le spazzole di Haidinger ai diversi livelli di polarizzazione?* La rilevazione di questa nuova variabile consente di individuare le condizioni ottimali per la percezione soggettiva del fenomeno, ampliando la comprensione psicofisica del processo percettivo delle spazzole.

L'obiettivo è individuare la velocità di rotazione minima alla quale i partecipanti riescono a percepire le HB a sette diversi livelli di polarizzazione. Questo approccio consente di osservare se emergono delle specifiche relazioni tra la velocità e il livello di polarizzazione, o anche se ci siano delle variazioni dovute a fattori individuali, come la presenza di patologie oculari, ametropie e/o trattamenti.

Lo studio adotta due protocolli di misurazione per ciascun occhio, che si differenziano per la sequenza con cui vengono impostati i livelli di polarizzazione e per la richiesta fatta al soggetto. Il primo protocollo utilizza un metodo decrescente: si parte dal livello di polarizzazione massimo e si registra la velocità minima di rotazione alla quale i partecipanti percepiscono il fenomeno. Successivamente, il livello di polarizzazione viene ridotto al livello immediatamente inferiore, e il test si ripete fino a completare l'intero set di sette livelli di polarizzazione, registrando la velocità rilevata in ciascuno.

Il secondo protocollo, invece, segue un metodo crescente: si inizia con il livello di polarizzazione più basso e con una velocità di rotazione elevata. Si registra la velocità minima necessaria affinché i partecipanti percepiscano *appena* il fenomeno; quindi, si

passa al livello superiore di polarizzazione, ripetendo il processo in modo incrementale fino a raggiungere il livello di polarizzazione massimo.

L'integrazione dei due protocolli di misurazione nella valutazione della percezione delle spazzole di Haidinger potrebbe essere particolarmente utile per confrontare i risultati ottenuti per ciascun metodo, verificando se uno dei due approcci porta a valori di velocità di rotazione più bassi o ad una maggiore sensibilità nel rilevare il fenomeno. Questo confronto può chiarire quale metodo risulti più efficace e stabile per rilevare i limiti percettivi del fenomeno. Inoltre, raccogliere dati per entrambi gli occhi offre l'opportunità di esplorare eventuali asimmetrie percettive tra occhio destro e sinistro. In particolare, questo consentirebbe di identificare un "occhio migliore" per ciascun soggetto nella percezione del fenomeno, e potrebbe anche aprire la strada a esaminare eventuali correlazioni tra prestazione e dominanza oculare e sensoriale dei partecipanti. Questo aspetto potrebbe arricchire la comprensione delle variabili percettive individuali, fornendo spunti sia per studi futuri sulla lateralità percettiva sia per applicazioni in campo diagnostico.

2.2 Ipotesi sperimentali

L'ipotesi nulla di partenza (H_0) prevede che non vi sia una relazione significativa tra il livello di polarizzazione della luce e la velocità di rotazione del filtro necessaria per percepire le spazzole di Haidinger. In altre parole, la velocità di rotazione alla quale i partecipanti visualizzano il pattern non dipende dal livello di polarizzazione. L'ipotesi alternativa (H_1), invece, sostiene che vi sia una relazione significativa tra il livello di polarizzazione e la velocità di rotazione necessaria per percepire le HB, ipotizzando che la velocità vari sistematicamente al variare del livello di polarizzazione.

2.3 Risultati attesi

Il modello più accreditato sull'origine delle spazzole di Haidinger sottolinea il ruolo chiave dei pigmenti maculari nel selettivo assorbimento della luce polarizzata (cfr. Cap. 1). Il pattern risulta particolarmente nitido sotto luce blu, che rappresenta la condizione

di massimo contrasto, grazie al fatto che la sua lunghezza d'onda rientra nel range di assorbimento ottimale dei pigmenti maculari. La formula [1] evidenzia, inoltre, che l'intensità del pattern è direttamente proporzionale all'intensità della luce polarizzata incidente, spiegando così perché, a livelli di polarizzazione più bassi, il pattern appare più tenue e meno visibile. Diversi studi sulla soglia di percezione delle spazzole (Sloan et al., 1955; Müller et al., 2016; Mottes et al., 2022) supportano questa visione, osservando che, con alti livelli di polarizzazione, quasi tutti i partecipanti sono in grado di percepire il fenomeno, mentre a livelli più bassi non tutti riescono a identificarlo. Alcuni di questi studi hanno correlato variazioni nella soglia percettiva allo stato di integrità dei pigmenti maculari: una maggiore densità o preservazione di questi pigmenti sembrerebbe facilitare la percezione del fenomeno, suggerendo che le caratteristiche dei pigmenti stessi influenzino la capacità di rilevare il pattern, anche in presenza di minore polarizzazione. Pertanto, ci aspettiamo che livelli elevati di polarizzazione consentano una percezione più facile delle HB, anche a velocità di rotazione ridotte. Al contrario, a livelli di polarizzazione inferiori, la riduzione del contrasto potrebbe richiedere una velocità di rotazione maggiore per innescare la percezione del fenomeno.

2.4 METODO

Il disegno sperimentale è un disegno fattoriale *within-subjects* 2 x 7 x 2, per cui ciascun partecipante viene sottoposto a tutte le combinazioni delle condizioni sperimentali.

- Fattore 1: METODO, a due livelli (metodo ascendente, metodo discendente)
- Fattore 2: LIVELLO DI POLARIZZAZIONE, a 7 livelli di intensità di luce polarizzata (1.00, 0.75, 0.50, 0.30, 0.20, 0.10, 0.05)
- Fattore 3: OCCHIO, a due livelli (occhio destro, occhio sinistro)

La variabile dipendente di questo studio è la VELOCITÀ DI ROTAZIONE del filtro polarizzatore.

2.4.1 Partecipanti

Hanno preso parte allo studio 37 soggetti di età compresa tra i 18 e i 66 anni, di cui il 59,5% erano donne e il restante 40,5% uomini. Prima dell'inizio dell'esperimento, tutti i soggetti hanno firmato il consenso informato, l'esperimento con codice 630-a è stato approvato dal comitato etico in data 22 Maggio 2024. I soggetti sono stati sottoposti ad un breve colloquio per raccogliere dati anagrafici e informazioni riguardanti l'eventuale presenza di patologie oculari e/o sistemiche, la familiarità con tali condizioni, nonché la presenza di ametropia o trattamenti visivi. Sulla base di queste informazioni la maggior parte dei partecipanti è stata considerata sana dal punto di vista delle malattie oculari, senza riscontrare patologie, neanche in fase precoce. Tuttavia, tre soggetti hanno riferito la presenza di patologie specifiche: uno ha dichiarato di essere affetto da retinopatia diabetica, uno da maculopatia Leventinese e uno da albinismo.

2.4.2 Setup sperimentale

L'apparato ottico utilizzato per il presente studio consiste in uno strumento ottico sviluppato *ad hoc* costituito da due sorgenti luminose distinte, collegate ciascuna a un lato di un beam-splitter 50:50 (CM1- BS013, Thorlabs) (Fig. 6.c). Le sorgenti non polarizzate derivano da due LED RGB (LED1 e LED2) e sono collimate da due lenti convergenti simmetriche di focale 35 mm (LB1811-A, Thorlabs) (Fig. 6.a). Su uno dei lati delle sorgenti luminose è installato un supporto rotante, che è collegato a un circuito di controllo del rotore (NEMA17) (Fig. 6.b).

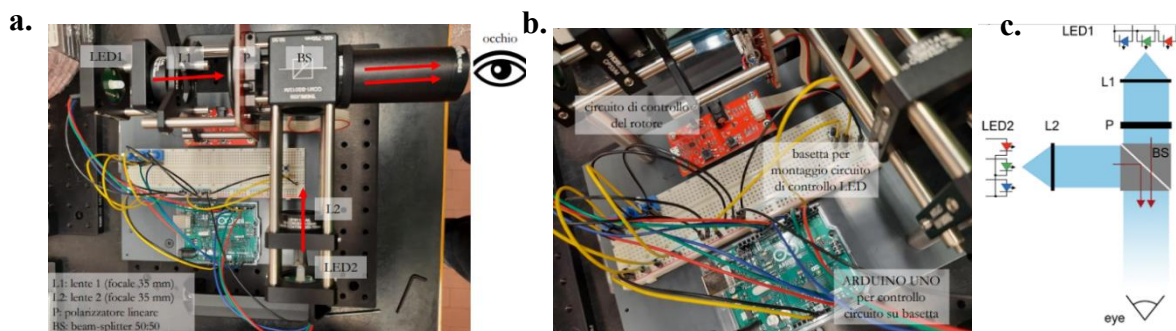


Fig. 6 (c) Schema dello strumento ottico: due sorgenti luminose LED RGB (LED1 e LED2), una delle quali (LED1) polarizzata mediante un polarizzatore lineare (P). Le due sorgenti sono combinate attraverso l'utilizzo di un beam-splitter 50:50 (BS) in un unico fascio luminoso il cui grado di polarizzazione dipende dalle relative intensità delle due

sorgenti. (a) Visione dall'alto del setup sperimentale con le principali componenti meccaniche e ottiche. (b) Visione dall'alto dei circuiti di controllo del rotore, LED e scheda Arduino.

Il rotore consente la rotazione di un polarizzatore lineare (LPVISE100-A, Thorlabs), la cui velocità di rotazione è regolabile tramite una manopola: ruotando in senso orario si aumentano i giri al minuto, mentre ruotando in senso antiorario si riducono. Il dispositivo di controllo manuale della velocità di rotazione del polarizzatore è dotato di un piccolo display che permette di leggere in tempo reale la velocità del rotore. L'intero apparato ottico è fissato su una tavola di montaggio, sollevata mediante supporti di altezza adeguati a rendere accessibile l'oculare, collegato al lato di output del beam-splitter, al soggetto esaminato, appoggiato su un sistema di supporto per il mento e la fronte. Ogni LED RGB è composto da tre LED distinti, che emettono rispettivamente luce ROSSA, VERDE e BLU. La combinazione di queste emissioni, variandone le intensità, consente di ottenere l'intera gamma di colori percepiti. Nel setup sono presenti sei sorgenti LED in totale, ciascuna con l'anodo collegato all'alimentazione $V_{cc}=5V$ di una scheda Arduino (Arduino Uno Rev3), mentre il catodo comune è collegato a massa (Fig. 7.a).

La scheda Arduino permette di controllare sia l'intensità che il colore delle due sorgenti luminose LED RGB. Nel setup così sviluppato, è possibile regolare manualmente l'intensità della sorgente luminosa polarizzata attraverso una manopola montata sulla basetta di montaggio del circuito di controllo LED (Fig. 6.b). L'intensità della sorgente LED non polarizzata è correlata e complementare a quella della sorgente polarizzata, in modo tale da mantenere sempre costante l'intensità totale della luce emessa.

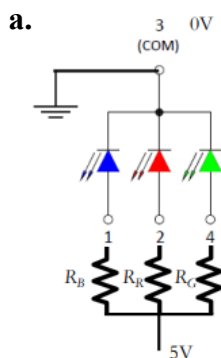


Fig. 7 (a) Schema della sorgente LED RGB. Si vede che la sorgente contiene 3 LED uno di fianco all'altro, di cui uno rosso, uno verde e uno blu. L'anodo blu (1), quello rosso (2) e quello verde (4) sono collegati all'alimentazione della scheda Arduino, mentre il catodo comune (3) è collegato a massa.

2.4.3 Procedura sperimentale

La procedura sperimentale adottata è stata uniforme per tutti i partecipanti. Prima di iniziare il test, ogni soggetto ha ricevuto una breve spiegazione del fenomeno delle spazzole di Haidinger, accompagnata da una simulazione al computer del pattern rotante, in modo da permettere di familiarizzare con l'“oggetto” da percepire. Inoltre, è stato suggerito ai partecipanti di concentrarsi sul punto di fissazione e mantenerlo il più stabile possibile per tutta la durata del test, al fine di facilitare la percezione del fenomeno.

Ogni partecipante è stato sottoposto al test di entrambi gli occhi, in un ambiente di laboratorio controllato. La procedura includeva due metodi di misurazione, ciascuno caratterizzato da un diverso ordine di presentazione dei livelli di polarizzazione. Nel **Metodo 1** (discendente), il livello di polarizzazione settato inizialmente era il più alto (1.00) e ai partecipanti era chiesto di riferire la *prima* percezione delle spazzole di Haidinger, man mano che la velocità di rotazione del filtro polarizzatore, inizialmente bassa, veniva aumentata progressivamente attraverso la rotazione della manopola. Al primo segnale di percezione, la velocità veniva registrata, dopodiché il livello di polarizzazione veniva ridotto al valore immediatamente inferiore. Questo processo è stato ripetuto per tutti i sette livelli di polarizzazione in ordine discendente, registrando in ciascun caso la velocità di rotazione alla quale il fenomeno diventava visibile.

Nel **Metodo 2** (ascendente) il livello di polarizzazione iniziale impostato era il più basso (0.05) e la velocità di rotazione del filtro veniva impostata su un valore elevato, ipotizzando che ciò consentisse la percezione del fenomeno. Questo approccio nasceva dal fatto che, poiché per tutti i partecipanti il primo metodo di misurazione adottato era sempre il Metodo 1 (indipendentemente dall'occhio con cui iniziavano), si aveva già un'indicazione preliminare dei valori di velocità di percezione del fenomeno. In questo modo, era possibile stimare una velocità di partenza sufficientemente alta nel Metodo 2. La velocità veniva poi ridotta fino a quando il partecipante percepiva il pattern per l'ultima volta. I valori della velocità venivano riportati per ogni livello di polarizzazione seguendo così un ordine ascendente.

Entrambi i metodi sono stati applicati a ciascun occhio separatamente. L'ordine di esecuzione del test tra occhio destro e sinistro è stato assegnato casualmente; tuttavia, per

ciascun occhio, il primo metodo di misurazione adottato era sempre il Metodo 1 (discendente), in quanto l'impiego del livello massimo di polarizzazione come primo costituiva la condizione ottimale per massimizzare il contrasto e favorire la percezione delle spazzole di Haidinger.

Capitolo 3: Risultati e conclusioni

3.1 Analisi dei dati e Risultati

L'obiettivo principale dello studio è stato analizzare i dati raccolti su 34 soggetti sani che hanno partecipato alla procedura sperimentale volta a esaminare la percezione delle spazzole di Haidinger (HB) sotto diversi livelli di polarizzazione. La sottoposizione dei partecipanti al test è avvenuta dopo una fase preliminare di anamnesi, durante la quale non è stata riscontrata la presenza di patologie oculari, se non casi di ametropia o altri difetti visivi. Tuttavia, sono stati individuati tre soggetti con condizioni che avrebbero potuto influenzare la percezione visiva: uno affetto da albinismo, uno da retinopatia diabetica e uno da maculopatia Leventinese. Per minimizzare eventuali effetti confondenti, i dati di questi tre soggetti sono stati analizzati separatamente. L'analisi riportata di seguito si focalizza sui 34 partecipanti sani, con particolare attenzione alle differenze tra i due metodi utilizzati (ascendente e discendente), nonché tra occhio destro e occhio sinistro.

Durante il processo di raccolta dei dati, alcuni partecipanti non sono stati in grado di percepire le spazzole di Haidinger a determinati livelli di polarizzazione. In questi casi, la velocità di rotazione del filtro polarizzatore veniva progressivamente aumentata fino a raggiungere valori molto elevati nel tentativo di elicitarne il fenomeno. Tuttavia, qualora il pattern risultasse impercettibile anche a velocità vicine al limite massimo, questa occorrenza veniva registrata usando il simbolo “/” per indicare la mancata percezione. Per l'analisi dei dati, al fine di standardizzare e quantificare tali occorrenze, il simbolo “/” è stato sostituito con il valore di 460 giri/min, corrispondente a una velocità prossima al limite massimo del dispositivo. Questo approccio ha garantito l'inclusione nell'analisi sia dei dati di percezione sia di quelli relativi alla mancata percezione.

3.1.1 Confronto tra metodi sperimentali e prestazioni oculari

Per analizzare le differenze tra i due metodi sperimentali e le performance degli occhi, sono state calcolate le velocità medie di rotazione del filtro polarizzatore per ciascun

partecipante. Le medie sono state successivamente aggregate per ottenere valori complessivi distinti in base alla condizione:

- Metodo ascendente (Metodo 2): Media = 122,288; DS = 60,921; ES = 10,448
- Metodo discendente (Metodo 1): Media = 118,857; DS = 63,837; ES = 10,948
- Occhio sinistro (OS): Media = 115,277; DS = 63,921; ES = 10,962
- Occhio destro (OD): Media = 125,868; DS = 61,388; ES = 10,258)

Un *t-test* per dati appaiati è stato applicato per ciascun confronto. È stato scelto questo test perché gli stessi partecipanti sono stati sottoposti a tutte le condizioni sperimentali. Per i metodi il *t-test* ha prodotto un *t-value* = 1,077 e un *p-value* = 0,288, indicando che non vi è una differenza significativa tra i due. Per gli occhi, il *t-test* ha prodotto un *t-value* = 2.805 e un *p-value* = 0.0081, permettendo di rigettare l'ipotesi nulla ($p < 0.05$) e suggerendo l'esistenza di una differenza significativa tra occhio destro e sinistro. In particolare, l'occhio sinistro ha mostrato, in media, una maggiore sensibilità alla percezione del fenomeno rispetto al destro.

3.1.2 Confronto tra dominanza oculare e dominanza sensoriale

Per valutare se la dominanza oculare o sensoriale influissero sulla percezione delle HB, abbiamo eseguito dei *t-test* per campioni indipendenti, suddividendo i partecipanti in base a questi parametri.

Dominanza oculare

Il Gruppo 1 comprendeva i soggetti con dominanza oculare destra (D_OD), mentre il Gruppo 2 includeva quelli con dominanza oculare sinistra (D_OS). I risultati del *t-test* hanno prodotto un *t-value* $\approx 1,509$ e un *p-value* $\approx 0,141$. Poiché il *p-value* è superiore alla soglia di significatività $\alpha = 0.05$, non è possibile rigettare H_0 . Pertanto, i risultati ci suggeriscono che la dominanza oculare non sembra influire significativamente sulla percezione delle HB.

Dominanza sensoriale

Il Gruppo 1 includeva i soggetti con dominanza sensoriale destra (DS_OD), mentre il Gruppo 2 comprendeva quelli con dominanza sensoriale sinistra (DS_OS). La numerosità totale dei due campioni per questo t-test differiva da quella del test precedente, poiché in sei dei 34 partecipanti non è stata rilevata una dominanza sensoriale. Il t-test per campioni indipendenti ha prodotto un t-value $\approx -1,919$ e un p-value $\approx 0,066$, indicando una tendenza verso una differenza, ma non significativa. Tuttavia, il valore negativo suggerisce una performance inferiore (i.e. velocità media più alta: 83,34 vs 134,33) nei soggetti con dominanza sensoriale sinistra.

3.1.3 Secondo confronto tra metodi sperimentali e prestazioni oculari

Abbiamo calcolato la pendenza, il coefficiente di correlazione di Pearson (r) e il coefficiente di determinazione (R^2) per ciascuna delle quattro condizioni (Metodo 1, Metodo 2, OS, OD), al fine di valutare la relazione tra i livelli di polarizzazione e la velocità di rotazione del filtro necessaria per percepire le HB.

- *Pendenza media*: metodo ascendente = -302,767; metodo discendente = -264,7; OS= -273,205, OD= -294,24. Questi valori suggeriscono che un aumento dell'intensità di polarizzazione è associato ad una riduzione della velocità necessaria per percepire le HB (con una relazione leggermente più debole per il metodo discendente e per l'occhio sinistro).
- *Coefficiente di correlazione di Pearson (r) medio*: metodo ascendente = -0,746, metodo discendente -0,7423; OS= -0,725, OD= -0,756. I valori evidenziano, in entrambi i casi, una forte relazione lineare negativa tra polarizzazione e velocità.
- *Coefficiente di determinazione R^2* : è calcolato elevando al quadrato il coefficiente di Pearson, i valori ottenuti sono i seguenti: metodo ascendente $R^2=0.5568$, metodo discendente $R^2=0.5510$, OS $R^2=0.5262$, OD $R^2=0.5710$. I valori ottenuti spiegano una proporzione simile della varianza dei dati, avendo quindi una

capacità predittiva non troppo diversa. Notiamo una leggera proporzione maggiore a favore del metodo ascendente e dell'occhio destro.

T-test per confronto tra le pendenze

Per valutare la significatività statistica delle differenze nelle pendenze, abbiamo condotto dei t-test confrontando i due metodi e i due occhi.

1. Confronto tra Metodi: il t-test ha prodotto un p-value di 0,000273 e un t-value di 4,034. Il basso p-value (inferiore al livello di significatività $\alpha=0.05$) suggerisce una differenza significativa tra i metodi, con il metodo ascendente che mostra un decremento più marcato nella velocità all'aumentare della polarizzazione.
2. Confronto tra Occhi: il t-test ha prodotto un p-value di 0,02593 e un t-value di 2,3232. Anche in questo caso, il p-value inferiore a 0.05 evidenzia una differenza significativa tra i due occhi, con l'occhio destro che sembrerebbe presentare una relazione negativa più forte tra polarizzazione e velocità rispetto all'occhio sinistro.

3.1.4 Analisi della correlazione tra pendenze ed errori rifrattivi

Abbiamo calcolato le correlazioni di Pearson tra le pendenze medie (MEDIA_OD, MEDIA_OS) e gli errori rifrattivi. Gli errori rifrattivi rilevati sono stati organizzati in quattro categorie (rif. Tabella 1), due per occhio destro e due per occhio sinistro, suddivise in: c_1, rappresentante miopia e ipermetropia, e c_2, rappresentante l'astigmatismo. I risultati delle correlazioni sono riportati nella Tabella 1.

Correlazioni	MEDIA_OS	MEDIA_OD	OD c_1	OD c_2	OS c_1	OS c_2
MEDIA_OS	1	0,929781292	0,232282358	-0,01804048	0,204679808	0,120468561
MEDIA_OD	0,929781292	1	0,265359096	-0,035765516	0,221393123	0,099399367

OD c_1	0,232282358	0,265359096	1	0,110261932	0,972467539	0,075169509
OD c_2	-0,01804048	-0,035765516	0,110261932	1	0,134360298	0,916596073
OS c_1	0,204679808	0,221393123	0,972467539	0,134360298	1	0,075338272
OS c_2	0,120468561	0,099399367	0,075169509	0,916596073	0,075338272	1

Tabella 1

- Le correlazioni tra le performance degli occhi, espresse in termini di pendenza media (MEDIA_OS e MEDIA_OD), e i valori di ametropia e/o trattamenti visivi sono risultate pressoché assenti. Questi risultati suggeriscono che la presenza di ametropia o altri difetti visivi sembrerebbero non esercitare un'influenza sulle pendenze medie ottenute nella percezione delle HB; per cui queste variabili non spiegano la variabilità delle performance percettive al test.

3.1.5 Un modello matematico per la descrizione dei dati sperimentali

Definire un modello matematico che descriva con precisione la relazione tra le variabili è essenziale per comprendere e prevedere il comportamento del fenomeno analizzato. Nel contesto di questo studio, è stata valutata la relazione tra i livelli di polarizzazione e la velocità di rotazione del filtro polarizzatore necessaria per percepire le spazzole di Haidinger. A tale scopo i dati sono stati analizzati attraverso un modello lineare.

Il modello lineare (Fig. 8.a), rappresentato dalla formula $y = -275,48 x + 231,22$, con un coefficiente di determinazione $R^2=0.5853$, suggerisce una relazione costante tra i livelli di polarizzazione (variabile indipendente) e la velocità di rotazione (variabile dipendente). Il coefficiente angolare indica un tasso di variazione fisso, implicando che la performance migliora uniformemente man mano che il livello di polarizzazione aumenta. Sebbene il modello lineare offra una visione generale della relazione, il valore di R^2 evidenzia che il modello riesce a spiegare quasi il 60% della varianza dei dati.

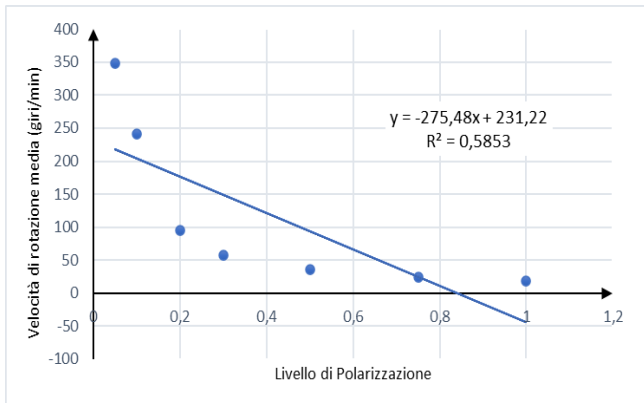


Figura 8 Il grafico rappresenta il modello lineare usato per descrivere i dati sperimentali (a).

3.1.6 Osservazioni specifiche nei soggetti con condizioni patologiche

Durante la fase di anamnesi, tre dei 37 soggetti che hanno preso parte allo studio hanno riportato la presenza di patologie oculari significative: un caso di albinismo (s_1), uno di maculopatia Leventinese (s_2) e uno di retinopatia diabetica (s_3). Queste condizioni, che alterano la salute della retina, potrebbero influenzare la percezione delle spazzole di Haidinger. Per questo motivo, i dati relativi a questi soggetti sono stati considerati separatamente rispetto al resto del campione.

	MEDIA_ASC	MEDIA_DISC	MEDIA_OS	MEDIA_OD
s_1	460	460	460	460
s_2	227,071429	223,535714	202,5	248,10714
s_3	115,764286	125,478571	118,47857	122,76429

Tabella 2 La tabella riporta le velocità medie registrate per i 3 soggetti.

	AS_OS	D_OS	A_OD	D_OD
s_1	0	0	0	0
s_2	-297,69763	-414,47393	-437,9479	-405,2986
s_3	-87,072986	-311,05592	-326,9896	-313,1791

Tabella 3 La tabella riporta le pendenze medie per le 4 diverse condizioni.

	Media_ASC	MEDIA_DISC	MEDIA_OS	MEDIA_OD
s_1	0	0	0	0
s_2	-367,82275	-409,88626	-356,0858	-421,6232
s_3	-207,03128	-312,11754	-199,0645	-320,0844

Tabella 4 La tabella riporta la media delle pendenze per i due metodi (ascendente vs discendente) e per entrambi gli occhi (destra vs sinistra).

I dati relativi al soggetto 1 indicano chiaramente un'incapacità di percepire le spazzole di Haidinger. Questo risultato è coerente con la comprensione che la birifrangenza maculare,

essenziale per la percezione delle HB, sia significativamente compromessa a causa delle alterazioni strutturali e funzionali tipiche dell'albinismo. Il soggetto 2 ha registrato velocità medie superiori rispetto a quelle osservate nei soggetti sani. Le analisi delle pendenze mostrano delle relazioni negative tra la velocità e il livello di polarizzazione, in linea con la tendenza media osservata nel campione sano. Il soggetto 3 ha riportato velocità di rotazione più basse, con prestazioni migliori nel metodo ascendente e nell'occhio destro.

3.2 Discussione generale

L'obiettivo principale di questa indagine psicofisica era approfondire le condizioni ottimali necessarie per percepire le spazzole di Haidinger, concentrandosi sulla velocità di rotazione del filtro polarizzatore necessaria per percepire le HB a diversi livelli di polarizzazione della luce. Per raggiungere questo obiettivo, è stato adottato un protocollo sperimentale rigoroso, che ha coinvolto due metodi (ascendente e discendente) e la valutazione separata di entrambi gli occhi dei partecipanti. L'analisi comparativa tra i due metodi sperimentali ha prodotto risultati differenti in base al parametro utilizzato. La velocità media di rotazione, come misura della performance, non ha evidenziato differenze significative tra i metodi. Tuttavia, l'analisi delle pendenze (che ha tenuto conto della relazione tra la velocità e i livelli di polarizzazione) ha rilevato una differenza significativa, suggerendo una migliore performance per il metodo ascendente. Questa discrepanza può essere attribuita alla natura del calcolo della velocità media, che potrebbe aver appiattito la variabilità tra i livelli di polarizzazione, mentre l'analisi delle pendenze preserva tali differenze, offrendo una visione più dettagliata.

Il confronto tra occhio destro e sinistro ha mostrato differenze significative utilizzando il parametro della pendenza media. L'occhio destro ha in questo caso dimostrato una maggiore sensibilità nella percezione delle HB, suggerendo una possibile asimmetria tra i due occhi.

Le analisi relative alla dominanza oculare e sensoriale non hanno evidenziato differenze statisticamente significative. Tuttavia, il confronto tra soggetti con dominanza sensoriale destra e sinistra ha prodotto un p-value vicino al livello di significatività statistica ($p=$

0,066), indicando una potenziale tendenza verso una performance inferiore nei soggetti con dominanza sensoriale sinistra. Questi risultati aprono la strada a ulteriori indagini sul ruolo della dominanza sensoriale nella percezione delle spazzole di Haidinger.

Per quanto riguarda gli errori rifrattivi, non sono state trovate correlazioni con la performance dei soggetti.

Un'attenzione particolare è stata dedicata all'analisi dei dati di tre soggetti con patologie specifiche (albinismo, maculopatia Leventinese e retinopatia diabetica), i cui dati sono stati trattati separatamente. Il soggetto con albinismo non è mai riuscito a percepire il fenomeno, un'evidenza coerente con le alterazioni strutturali e funzionali tipiche della sua condizione. Il soggetto con maculopatia ha mostrato velocità medie superiori rispetto al campione sano, indicando una difficoltà maggiore nella percezione. Il soggetto con retinopatia diabetica, invece, ha riportato valori simili al campione sano. Entrambi questi soggetti, quello affetto da retinopatia e quello affetto da maculopatia, hanno confermato la relazione negativa tra velocità e polarizzazione, in linea con quanto osservato nei soggetti sani.

3.2.1 Prospettive cliniche e Applicazioni

Il fenomeno entoptico delle spazzole di Haidinger è strettamente connesso alle proprietà birifrangenti della macula. Come descritto nel Capitolo 1, il modello teorico prevalente che spiega l'origine del pattern a forma di papillon è quello del polarizzatore radiale integrato nella fovea. Questo modello è supportato da basi biologiche che evidenziano il ruolo dello sviluppo retinico, in particolare della formazione dello strato di fibre di Henle, caratterizzato dalla disposizione a raggiera delle fibre. I pigmenti maculari, situati in questa regione, svolgono una funzione essenziale nella protezione oculare durante l'intero arco della vita. Questo è reso possibile dalla loro capacità di assorbire selettivamente la luce a lunghezze d'onda brevi, con un picco di assorbimento intorno ai 460 nm (nella regione del viola e del blu).

L'importanza dei pigmenti maculari e della loro densità nel determinare la formazione delle HB ha reso il fenomeno un potenziale strumento per lo screening di patologie del

campo visivo centrale, per la valutazione della densità dei pigmenti maculari e per l'analisi dell'integrità dello strato di fibre di Henle (Temple et al., 2015). Studi precedenti hanno evidenziato questa connessione. Sloan et al. (1955), hanno mostrato che soggetti affetti da patologie oculari avevano una capacità ridotta di percepire le spazzole rispetto ai soggetti sani. Müller et al. (2016) hanno trovato una correlazione positiva tra la densità ottica del pigmento maculare (MPOD) e la visibilità delle HB: i soggetti con un MPOD elevato mostravano una maggiore facilità nel percepire il fenomeno, indipendentemente dalla presenza di patologie oculari. Inoltre, è stata evidenziata una differenza significativa nei livelli di MPOD tra i partecipanti che percepivano il fenomeno e quelli che non lo percepivano, suggerendo che una maggiore densità di pigmenti migliora la visibilità delle HB sia nei soggetti sani che in quelli con patologie oculari. Un ulteriore contributo è stato fornito da Temple et al. (2019), che hanno proposto che la misurazione della soglia di percezione del grado di polarizzazione, attraverso le HB, potrebbe fornire informazioni sull'assetto dei pigmenti maculari. Sebbene questa metodologia non sostituisca le tecniche avanzate per la misurazione dettagliata della densità dei pigmenti maculari, potrebbe rappresentare un'opzione economica e non invasiva, potenzialmente utile come strumento di screening.

Basandoci su queste evidenze, possiamo considerare i test sulla percezione delle spazzole di Haidinger come utili a fornire informazioni indirette sullo stato di salute della macula. La mancata percezione del fenomeno o la necessità di velocità di rotazione del filtro polarizzatore molto elevate per elicitarne il pattern potrebbero essere indicatori di condizioni critiche. I risultati del presente studio confermano l'utilità di questi test, non solo per identificare condizioni patologiche (come degenerazioni maculari, altre patologie oculari o alterazioni della densità dei pigmenti), ma anche per monitorare nel tempo la salute visiva e la funzionalità maculare, offrendo un approccio complementare alle tecniche esistenti.

3.3 Limiti e sviluppi futuri

Come la maggior parte dei test psicofisici, anche questo studio è stato influenzato da fattori soggettivi. Tra questi, un elemento centrale è rappresentato dall'attenzione: i partecipanti devono comprendere correttamente le istruzioni e mantenere una

partecipazione attiva durante il test. Inoltre, i metodi utilizzati, basati sui limiti crescenti e decrescenti, presentano potenziali criticità: l'esposizione prolungata allo stimolo visivo può infatti indurre fenomeni di adattamento neurale, portando ad una diminuzione della risposta sensoriale (nel nostro caso, quella del sistema visivo). Questo adattamento potrebbe influenzare negativamente la percezione del fenomeno.

Un ulteriore limite emerso riguarda la presenza di post immagini generate dalla fissazione prolungata della luce attraverso l'oculare. Questo effetto può interferire con la percezione corretta del pattern, in particolare quando viene testato il secondo occhio. Nei casi di rivalità binoculare, i partecipanti hanno segnalato difficoltà nel sopprimere il post immagine del primo occhio. Per mitigare questo effetto, nei casi in cui è stato rilevato, è stata introdotta una pausa tra il test del primo e del secondo occhio.

Un altro aspetto critico riguarda conoscenza del fenomeno. Sebbene ai partecipanti sia stata fornita una spiegazione del fenomeno e una simulazione al computer del pattern rotante, in molti hanno riferito che il pattern percepito durante il test era meno nitido o presentava un contrasto inferiore rispetto a quello mostrato nella simulazione. Questo potrebbe suggerire la necessità di una standardizzazione più accurata o di una preparazione più dettagliata per i partecipanti.

Dal punto di vista del campione, lo studio ha incluso un totale di 37 soggetti, di cui solo tre con specifiche patologie oculari. Una delle principali limitazioni è la dimensione relativamente ridotta del campione, un fattore che potrebbe influenzare la generalizzabilità dei risultati. Studi futuri potrebbero trarre beneficio da un campione più ampio e diversificato, includendo sia un numero maggiore di soggetti sani, sia un numero rappresentativo di individui con patologie oculari. Sarebbe, inoltre, interessante estendere la ricerca a soggetti con condizioni neurologiche che possono influenzare il processamento visivo, come la neurite ottica o disturbi del campo visivo. Tali studi potrebbero offrire una comprensione più approfondita dei valori percepiti all'interno della popolazione sana e identificare soglie critiche identificative di condizioni a rischio. Infine, il nostro campione è risultato relativamente omogeneo in termini di età. Per aumentare la portata dei risultati, sarebbe utile includere un campione più eterogeneo, aumentando il numero di soggetti di età media e anziani. Un confronto tra diverse coorti potrebbe fornire ulteriori informazioni sulle performance al test e, indirettamente, sulle

condizioni di salute oculare legate alle diverse età, ma anche al tempo (in caso di studi longitudinali). Questo studio rappresenta un passo iniziale verso l'uso delle spazzole di Haidinger come strumento di screening, ma ulteriori ricerche sono necessarie per superare i limiti identificati e approfondire le implicazioni dei risultati.

Bibliografia

1. Mottes, J., Ortolan, D., & Ruffato, G. (2022b). Haidinger's brushes: Psychophysical analysis of an entoptic phenomenon. *Vision Research*, 199, 108076. <https://doi.org/10.1016/j.visres.2022.108076>
2. Horváth, G. 2014. *Polarized light and polarization vision in animal sciences*. Springer
3. Haidinger, 1844. *Über das direkte Erkennen des polarisierten Lichts und der Lage der Polarisationssebene*
4. Misson, G. P., Temple, S. E., & Anderson, S. J. (2018). *Computational simulation of Haidinger's brushes*. *Journal of the Optical Society of America A*, 35(6), 946. <https://doi.org/10.1364/josaa.35.000946>
5. Temple, S. E., McGregor, J. E., Miles, C., Graham, L., Miller, J., Buck, J., Scott-Samuel, N. E., & Roberts, N. W. (2015). *Perceiving polarization with the naked eye: characterization of human polarization sensitivity*. *Proceedings of the Royal Society B Biological Sciences*, 282(1811), 20150338. <https://doi.org/10.1098/rspb.2015.0338>
6. Misson, G. P., & Anderson, S. J. (2017). *The spectral, spatial and contrast sensitivity of human polarization pattern perception*. *Scientific Reports*, 7(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-017-16873-6>
7. Bear, M., Connors, B., & Paradiso, M. (2016). *Neuroscienze: Esplorando il cervello - Quarta Edizione*. Edra.
8. Müller, P. L., Müller, S., Gliem, M., Küpper, K., Holz, F. G., Harmening, W. M., & Issa, P. C. (2016). *Perception of haidinger brushes in macular disease depends on macular pigment density and visual acuity*. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, 57(3), 1448. <https://doi.org/10.1167/iovs.15-19004>
9. Temple, S. E., Roberts, N. W., & Misson, G. P. (2019). *Haidinger's brushes elicited at varying degrees of polarization rapidly and easily assesses total macular pigmentation*. *Journal of the Optical Society of America A*, 36(4), B123. <https://doi.org/10.1364/josaa.36.00b123>
10. Adams, D. L. (2005). *Normal and abnormal visual development*. In D. Taylor, & C. S. Hoyt (Eds.), Elsevier.

11. Boulton, M., Rózanowska, M., & Rózanowski, B. (2001). *Retinal photodamage*. *Journal of Photochemistry and Photobiology B Biology*, 64(2–3), 144–161. [https://doi.org/10.1016/s1011-1344\(01\)00227-5](https://doi.org/10.1016/s1011-1344(01)00227-5)
12. Hammond, B. R., Wooten, B. R., & Curran-Celentano, J. (2001). *Carotenoids in the retina and lens: possible acute and chronic effects on human visual performance*. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 385(1), 41–46. <https://doi.org/10.1006/abbi.2000.2184>
13. Grudzinski, W., Nierzwicki, L., Welc, R., Reszczynska, E., Luchowski, R., Czub, J., & Gruszecki, W. I. (2017). *Localization and orientation of xanthophylls in a lipid bilayer*. *Scientific Reports*, 7(1). <https://doi.org/10.1038/s41598-017-10183-7>
14. Bone, R. A., Landrum, J. T., & Cains, A. (1992). *Optical density spectra of the macular pigment in vivo and in vitro*. *Vision Research*, 32(1), 105–110. [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(92\)90118-3](https://doi.org/10.1016/0042-6989(92)90118-3)
15. Bone, R. A., & Landrum, J. T. (1983). *Dichroism of lutein: a possible basis for Haidinger's brushes*. *Applied Optics*, 22(6), 775. <https://doi.org/10.1364/ao.22.000775>
16. Whitehead, A. J., Mares, J. A., & Danis, R. P. (2006). *Macular pigment*. *Archives of Ophthalmology*, 124(7), 1038. <https://doi.org/10.1001/archophth.124.7.1038>
17. Sloan, L. L., & Naquin, H. A. (1955). *A Quantitative test for determining the visibility of the Haidinger brushes: Clinical applications*. *American Journal of Ophthalmology*, 40(3), 393–406. [https://doi.org/10.1016/0002-9394\(55\)91874-2](https://doi.org/10.1016/0002-9394(55)91874-2)
18. Kohn, A. (2007). *Visual adaptation: physiology, mechanisms, and functional benefits*. *Journal of Neurophysiology*, 97(5), 3155–3164. <https://doi.org/10.1152/jn.00086.2007>