



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Fisica e Astronomia “Galileo Galilei”

Corso di Laurea in Ottica e Optometria

Tesi di Laurea

**Lente a contatto fotocromatica: valutazione della
trasmissione spettrale e influenza nei test visivi**

Relatore: Prof. Ruffato Gianluca

Correlatori: Prof. Gheller Pietro

Prof. Rossetti Anto

Laureanda: Sartoretto Elena

Matricola: 1224459

Anno Accademico 2021/2022

INDICE

Abstract.....	1
Introduzione.....	3
Capitolo 1: Cenni teorici della luce.....	6
1.1 Lo spettro elettromagnetico.....	6
1.2 La trasmittanza spettrale.....	10
1.3 Interazione tra luce e occhio.....	12
Capitolo 2: Generalità sulla lente a contatto fotocromatica.....	17
2.1 Cenni storici sulle lenti a contatto morbide.....	17
2.2 Composizione.....	20
2.3 Caratteristiche.....	23
2.4 Gestione.....	24
Capitolo 3: Lo studio sperimentale.....	28
3.1 Misura della trasmittanza spettrale.....	28
3.1.1 Set up sperimentale.....	28
3.1.2 Protocollo di (de)attivazione LAC.....	34
3.1.3 Analisi.....	36
3.1.4 Discussione dei risultati.....	51
3.1.5 Protocollo dello spettro di trasmissione.....	53
3.1.6 Analisi.....	54
3.1.7 Discussione dei risultati.....	56
3.2 Test visivi.....	58
3.2.1 Set up sperimentale.....	59
3.2.2 Protocollo valutazione dei test visivi.....	60

3.2.3 Analisi.....	62
3.2.4 Discussione dei risultati.....	71
Conclusioni.....	73
Bibliografia.....	76

Abstract

Scopo: il principale obiettivo dello studio è stato misurare la trasmittanza spettrale della lente a contatto fotocromatica durante la deattivazione del processo di fotocromatismo e successivamente valutare la qualità della visione in questa fase. Come obiettivo secondario è stata analizzata la trasmittanza spettrale e la qualità visiva durante la fase di attivazione.

Metodi: Per lo studio è stata utilizzata la lente a contatto fotocromatica ACUVUE® OASYS con Transitions™ di Johnson & Johnson e si è analizzata la trasmittanza per 20 lunghezze d'onda comprese tra 420 nm e 800 nm, con un intervallo di 20 nm l'una dall'altra. La strumentazione utilizzata è composta dal laser supercontinuum SuperK COMPACT (NKT Photonics), il monocromatore SuperK VARIA (NKT Photonics), il lens tube con portacampioni, il puntatore laser UV, la lampada UV, l'esposimetro UV e infine la fotocamera Zelux con sensori CMOS. Grazie poi ai programmi ImageJ (Fiji) e Matlab® si è potuto ricavare la curva di deattivazione e attivazione, ovvero la trasmittanza in funzione del tempo per le diverse lunghezze d'onda. Come seconda parte dello studio, sono stati effettuati su 10 soggetti il test di acuità visiva e quello di sensibilità al contrasto nella fase di deattivazione: in una stanza buia si è attivata completamente la lente a contatto e si è sottoposto il soggetto ad un test al minuto per 20 minuti complessivi. Per l'attivazione invece sono stati eseguiti all'esterno i due test visivi in tre diversi momenti della giornata (al mattino, a mezzogiorno e alla sera), prendendo in considerazione anche l'indice UV misurato con l'esposimetro UV.

Risultati: La trasmittanza spettrale quando la lente è deattivata assume un valore massimo dell'86% per la lunghezza d'onda di 800 nm e un valore minimo dell'80% per la lunghezza d'onda di 520 nm. Per l'attivazione si ha un valore massimo dell'81% per la lunghezza d'onda di 800 nm, mentre si ha un valore minimo del 4% per la lunghezza d'onda di 520 nm. Si è constatato poi che durante la deattivazione della lente, sia l'acuità visiva sia la sensibilità al contrasto sono correlate debolmente con il tempo. Inoltre entrambe subiscono un miglioramento con il trascorrere del tempo. Per quanto riguarda il processo di attivazione si è notato che la lente si adatta ai cambiamenti di luce riuscendo a garantire una buona visione nei vari momenti della giornata.

Conclusioni: La trasmittanza della lente a contatto fotocromatica misurata in questo studio è coerente con i risultati effettuati dall'azienda Johnson & Johnson.

Si è inoltre riscontrato che la visione non viene influenzata in maniera significativa sia durante la deattivazione sia quando la lente è attivata.

Introduzione

L'occhio per la sua funzione specifica e per la sua posizione anatomica è continuamente esposto a stimoli luminosi. Esso ha quindi sviluppato la capacità di neutralizzare in parte gli effetti delle radiazioni solari per prevenire danni fotochimici e migliorare l'acuità visiva: l'ammicciamento, la miosi pupillare, le ciglia e sopracciglia sono infatti meccanismi di difesa molto efficaci.

Inoltre i pigmenti oculari presenti nella retina come la luteina, zeaxantina, mesozeaxantina e melanina, la quale è presente oltre che nell'epitelio pigmentato retinico anche nel corpo ciliare e nell'iride, hanno la capacità di assorbire la luce, di agire da filtri e proprietà antiossidanti.¹ Anche il cristallino gioca un ruolo importante nella difesa contro i raggi ultravioletti assorbendo i raggi UVB in larga misura e in buona parte anche quelli UVA.²

Spesso però queste misure protettive possono non essere sufficienti, soprattutto in condizioni estreme quando il contributo di luce ambientale riflessa o diffusa diviene significativo (es. al mare, sulla neve o nelle giornate molto soleggiate) o per chi ha occhi particolarmente sensibili (es. iride chiara).

È dunque consigliabile proteggersi con lenti con filtro solare soprattutto quando la luce è particolarmente intensa e l'esposizione è di lunga durata. Inoltre i pazienti afachici, che assumono farmaci fotosensibilizzanti o che si sottopongono a terapie UV e chi è già affetto da malattie oculari come la cataratta senile, la degenerazione maculare senile, lo pterigio e la fotocheratite, devono prestare sempre una giusta attenzione alle condizioni dei propri occhi, utilizzando un'adeguata protezione in modo tale da prevenire ulteriori danni.

Acquistare lenti con filtro solare a norma di legge consente di preservare l'integrità della vista e della struttura oculare in tutte quelle situazioni in cui sussista una significativa esposizione ai raggi ultravioletti.² Tali lenti sono note anche per ridurre i problemi di abbagliamento ma sembrano influenzare anche altri aspetti della vista come il contrasto cromatico al variare delle condizioni a cui si è esposti nella vita di tutti i giorni.

Una strategia meno comune ma molto efficace è l'uso di lenti a contatto filtranti, da non confondere con lenti a contatto colorate che sono progettate non per influenzare la funzione visiva ma per cambiare il colore dell'iride per ragioni estetiche.

Questo tipo di lenti a contatto sono state testate alcuni anni fa in ambito sportivo in soggetti che erano molto suscettibili ai problemi visivi in condizioni di luce intensa; ebbero successo migliorando le prestazioni in condizioni normali, ma non furono commercializzate per un uso su larga scala soprattutto perché coprivano anche la sclera e quindi non erano esteticamente gradevoli.³

Una alternativa più recente alle lenti a contatto con filtro solare sono le lenti a contatto fotocromatiche. Nell'aprile 2018, la Food and Drug Administration statunitense ha autorizzato la prima lente a contatto che incorpora un additivo fotocromatico, il quale in presenza di radiazione luminosa attiva una reazione chimica reversibile che permette alla lente di scurirsi in funzione dell'intensità della radiazione e di conseguenza della quantità di raggi UV; non appena le lenti non sono più esposte alla luce del sole ritornano gradualmente allo stato iniziale di trasparenza.⁴

Tali lenti, grazie all'agente fotosensibile che modula l'ingresso della luce nell'occhio in base all'illuminazione ambientale, sono ideali per chi desidera mantenere una visione chiara negli spostamenti occasionali risultando così efficaci e protettivi non solo durante l'esposizione solare, ma anche quando questa viene meno. Sembra possibile infatti che

una lente a contatto fotocromatica possa attivarsi in una certa misura anche quando un individuo non è all'aperto (ad esempio, in un edificio o in un veicolo) e che tale attivazione, anche se minima, possa avere un'influenza significativa sulla funzione visiva rispetto ad una lente tradizionale che non ha capacità adattive filtranti.^{5,6}

Bisogna comunque considerare che il grado di attivazione possa essere influenzato non solo dall'ambiente in cui ci si trova, quindi ad esempio all'esterno o all'interno di un'abitazione, ma anche dalle stagioni, dall'altitudine, dalla latitudine, dalla copertura nuvolosa, dall'ozono nella stratosfera e dall'ora del giorno.

Nello studio è stata presa in esame la prima lente a contatto fotocromatica in commercio, la ACUVUE® OASYS con Transitions™ di Johnson & Johnson ed è stata testata la trasmittanza per le lunghezze d'onda tra i 420 nm e 800 nm durante sia la deattivazione sia l'attivazione del processo di fotocromatismo: in questo modo si è valutato quanto la lente è in grado di filtrare la luce.

Inoltre è stato esaminato se la dipendenza dell'agente fotocromatico dall'intensità della luce, quindi la diversa gradazione di colore che può assumere la lente durante la fase deattivazione, possa influenzare l'acuità visiva e la sensibilità al contrasto.

Capitolo 1: Cenni teorici sulla luce

1.1 Lo spettro elettromagnetico

La luce è quel fenomeno fisico che ci permette di vedere il mondo che ci circonda, le forme, i colori e per questo motivo è stata da sempre oggetto di interesse.

Se per i Greci la luce era stata spiegata attraverso delle teorie influenzate da pensieri filosofici, a partire dalla fine del XVII secolo cominciarono a essere elaborati modelli su basi scientifiche nel tentativo di interpretare la natura dei fenomeni luminosi ponendo così le fondamenta dell'ottica.

Coesistevano infatti due teorie interpretative della luce: quella corpuscolare e quella ondulatoria. Con la teoria corpuscolare Isaac Newton ipotizzò che la luce, affinché avvengano la riflessione e la rifrazione, deve essere necessariamente composta da corpuscoli che si propagano in linea retta a velocità elevate. Diversamente Christian Huyghens sosteneva che la luce fosse un insieme di onde dovute alla vibrazione di un mezzo non precisato (l'etere) e dimostrò che le leggi della riflessione e della rifrazione (compresa la doppia rifrazione) potevano essere spiegate sulla base della teoria ondulatoria. Inizialmente la teoria ondulatoria non fu accettata e solo all'inizio del XIX secolo, a seguito dell'esperimento di Thomas Young riguardante il fenomeno di diffrazione da doppia fenditura, la teoria ondulatoria si impose su quella corpuscolare.⁷

In seguito nella seconda metà dell'800, scoprendo che il campo elettromagnetico si propaga attraverso onde (dovute alle oscillazioni del campo elettrico e del campo magnetico) la cui velocità di propagazione nel vuoto coincide con la velocità della luce, Maxwell avanzò l'ipotesi tuttora valida che la luce fosse un tipo di onda elettromagnetica appartenente a un particolare intervallo di frequenza. Poiché i campi elettrico e magnetico vibrano su piani perpendicolari tra loro e perpendicolari alla direzione di propagazione,

le onde luminose sono onde trasversali e si propagano in linea retta nel vuoto alla velocità di circa 300.000.000 m/s.⁸

Se la relazione tra luce e natura ondulatoria era stata consolidata, non era chiaro del perché la luce si poteva comportare come un flusso di particelle, come per esempio nell'effetto fotoelettrico.

Con lo studio di Max Planck sul corpo nero, vennero identificati i quanti di energia e si spiegò per la prima volta la relazione tra energia e frequenza d'onda. Riprendendo questa ipotesi, nel 1905 Einstein postulò che l'energia di un'onda elettromagnetica invece di essere distribuita in maniera continua nello spazio era concentrata in piccoli pacchetti di energia, chiamati fotoni, giustificando così l'effetto fotoelettrico.⁷

Identificando la luce come fotoni si sostiene sia la sua natura corpuscolare, spiegando la loro interazione con le particelle atomiche, sia la teoria ondulatoria poiché il fotone possiede una frequenza (caratteristica fondamentale di un'onda) che determina anche la sua energia. Ciò permise di comprendere meglio la dualità ondulatoria e particellare della luce.

Grazie a queste scoperte si sono potute studiare e consolidare le teorie e le proprietà fisiche della luce. In particolare si è visto che un'onda elettromagnetica possiede almeno tre caratteristiche: frequenza, lunghezza d'onda e velocità di propagazione. La frequenza (f) è il numero di cicli della forma d'onda che passano per un dato punto nell'unità di tempo, la lunghezza d'onda (λ) è la distanza tra due creste o due ventri dell'onda mentre la velocità di propagazione (v) è la variazione della posizione dell'onda in funzione del tempo. Per comprendere meglio queste tre caratteristiche occorre introdurre una grandezza che è l'indice di rifrazione, il quale viene definito come il rapporto (n) fra la velocità della luce nel vuoto (c) e la velocità della luce in una sostanza (v):

$$n = \frac{c}{v} \quad (1)$$

La frequenza e la lunghezza d'onda sono grandezze inversamente proporzionali, all'aumentare di una l'altra diminuisce secondo la relazione $v = f \times \lambda$.

L'indice di rifrazione è fondamentale nella spiegazione del fenomeno di rifrazione: il cambio di direzione della luce infatti avviene rispettando la legge di Snell:⁹

$$\frac{\sin(\theta_i)}{\sin(\theta_r)} = \frac{n_r}{n_i} \quad (2)$$

dove:

θ_i = angolo di incidenza della luce che colpisce la superficie

θ_r = angolo di rifrazione della luce che colpisce la superficie

n_i = indice di rifrazione del primo materiale di propagazione

n_r = indice di rifrazione del materiale in cui la luce è rifratta.

Dall'equazione ricavata da Snell si intuisce che la luce cambia direzione in modo proporzionale al seno dell'angolo di incidenza e al gradiente dell'indice di rifrazione dei due materiali. Ciò significa che all'uscita di un mezzo il raggio di luce avrà angoli di rifrazione leggermente diversi a seconda della lunghezza d'onda e viene quindi diviso in più componenti, cioè i colori fondamentali dello spettro luminoso. Si è dimostrato quindi che la luce è composta da diverse radiazioni elettromagnetiche di differenti lunghezze d'onda e l'insieme di tutte le possibili frequenze che può avere l'onda elettromagnetica è detto spettro elettromagnetico.¹⁰

Lo spettro elettromagnetico viene diviso convenzionalmente in diverse categorie in base alle caratteristiche di ogni radiazione.

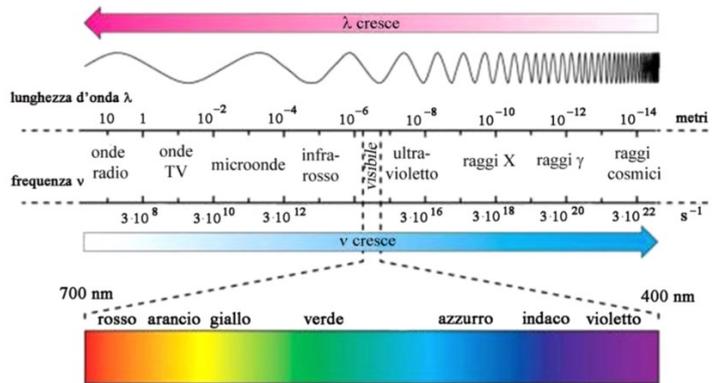


Figura 1: rappresentazione grafica dello spettro elettromagnetico. ¹¹

Come si può vedere nella figura 1 solo una sezione limitata di questo spettro è in grado di stimolare il nostro occhio ed è chiamata spettro visibile. La Commissione Internazionale per l'illuminazione (CIE), afferma che non esiste un limite preciso per lo spettro visibile perché esso dipende dalla quantità di energia che raggiunge la retina e dalla risposta dell'osservatore. ¹² Convenzionalmente il limite minimo è tra i 360 e 400 nm per il colore viola e quello massimo tra 760 e 830 nm per il rosso.

Oltre questi limiti della banda del visibile esistono delle parti dello spettro che l'occhio non riesce a percepire. Queste radiazioni vengono classificate in: raggi gamma, raggi X, ultravioletti, infrarossi, microonde e onde radio.

I raggi gamma sono radiazioni elettromagnetiche prodotte dal decadimento radioattivo del nucleo di un atomo. Hanno lunghezze d'onda inferiori a 0,001 nm e posseggono la più alta quantità di energia, per questo motivo sono notevolmente dannosi per il corpo umano.

I raggi X ($0,001 \leq \lambda \leq 10$ nm) sono onde generate da transizioni elettroniche. Essi vengono catalogati come raggi X molli se hanno lunghezze d'onda maggiori di 0,1 nm oppure raggi X duri se minori di 0,1 nm. Il loro principale utilizzo è per fini medici in quanto

hanno un alto potere di penetrazione e quindi sono in grado di penetrare i tessuti molli e permettono l'analisi delle ossa del corpo. ¹³

Le radiazioni con lunghezza d'onda che va dai 10 nm fino ai 380 nm sono denominate luce ultravioletta o UV. Sono onde elettromagnetiche che consentono la rottura di legami chimici, l'eccitazione degli elettroni e possono avere un effetto germicida. Vengono ulteriormente suddivise in NUV o ultravioletto vicino ($300 \leq \lambda < 400$ nm), medio (MUV) ($200 \leq \lambda < 300$ nm) e lontano (FUV) ($120 \leq \lambda < 200$ nm), oppure in UVA ($315 \leq \lambda < 400$ nm), UVB ($280 \leq \lambda < 315$ nm), UVC ($100 \leq \lambda < 280$ nm), e in alternativa ultravioletto da vuoto (VUV) ed estremo (EUV) ($10 \leq \lambda < 200$ nm). ¹⁴

Oltre la banda del rosso dello spettro visibile, è presente la luce infrarossa ($700 \leq \lambda \leq 10^6$ nm) che è legata agli strati di vibrazione molecolari. Sono emessi ad esempio da corpi caldi e sono utilizzati nella tecnologia per poter vedere animali o persone in assenza di luce visibile, o nelle telecomunicazioni in fibra ottica. ¹³

Le microonde hanno lunghezze d'onda comprese tra circa 1 mm e 100 mm e consentono rotazioni molecolari e sono utilizzate nella telefonia e nei mezzi televisivi e radiofonici.

Infine le onde radio hanno lunghezze d'onda maggiori di 100 mm. Sono utilizzate nelle telecomunicazioni perché non attraversano la ionosfera terrestre.

1.2 La trasmittanza spettrale

Come enunciato precedentemente la luce, considerata come radiazione elettromagnetica, possiede proprietà ondulatorie e quantistiche. Grazie a tali proprietà si sono potuti comprendere i diversi fenomeni di interazione della luce con la materia: la rifrazione, la riflessione, l'assorbimento, la trasmissione, la diffrazione e l'interferenza.

La trasmittanza luminosa descrive la capacità di un materiale di lasciarsi attraversare dalla luce incidente.¹⁵ In ottica e in spettroscopia, la trasmittanza è rappresentata dal rapporto tra l'intensità della luce che attraversa un campione e quella della luce che ne emerge. Viene espressa dalla formula:

$$T = \frac{I_1}{I_0} \quad (3)$$

dove I_0 e I_1 sono rispettivamente l'irradianza luminosa incidente ed emergente dal campione attraversato.

Essendo quindi il rapporto tra intensità del flusso luminoso trasmesso e intensità del flusso luminoso incidente, è una grandezza adimensionale ed è spesso espresso come valore percentuale. Il valore della trasmittanza è nulla per i materiali opachi e generalmente prossima a uno per i materiali trasparenti. L'andamento della trasmittanza in funzione della lunghezza d'onda per una data sostanza rappresenta lo spettro della sostanza stessa. Per calcolare il flusso trasmesso possono essere utilizzati due modelli: quello di trasmissione diffondente, o Lambertiano, e quello di trasmissione diretta. Questi modelli rappresentano i due casi limite: infatti nella maggior parte dei casi reali la trasmissione può essere considerata una via di mezzo fra i due.¹⁵

Il modello di trasmissione diffondente prevede che la parte della luce incidente sulla superficie che non viene né riflessa né assorbita, dopo aver attraversato l'oggetto diffonda in tutte le direzioni dello spazio. Questo comportamento si può osservare quando si guarda un oggetto attraverso un vetro sabbiato: poiché il raggio luminoso viene diffuso in tutte le direzioni l'oggetto posto al di là del vetro non risulta più identificabile.

Il modello di trasmissione diretta, al contrario, prevede che il fascio luminoso che riesce ad attraversare la superficie venga trasmesso con una variazione nell'angolo formato con

la superficie, in modo da tener conto del fenomeno della rifrazione. I materiali che mostrano questo comportamento sono definiti trasparenti, come per esempio il vetro ottico chiaro.

1.3 Interazione tra luce e occhio

L'anatomia dell'occhio è progettata per far convergere i raggi luminosi provenienti dall'esterno sulla retina. Queste radiazioni luminose che incidono sulla Terra sono composte dal 42-45% di luce infrarossa, dal 50-52% di luce visibile e solo dal 5-6% di luce UV. Di questa la maggior parte sono radiazioni UVA, in minor quantità UVB e quelle UVC vengono totalmente filtrate e assorbite dall'atmosfera. ¹⁶

L'assorbimento e la dispersione della luce da parte dei tessuti oculari dipendono dalla lunghezza d'onda delle radiazioni: infatti la cornea trasmette dai 300 nm ai 2500 nm, con il 90% di trasmittanza dai 500 nm ai 1300 nm. Inoltre assorbe quasi totalmente i raggi UVB e in parte anche quelli UVA. ¹⁷

L'umor acqueo trasmette le radiazioni UV da 220 nm fino a 2400 nm, nella banda appartenente agli infrarossi. La sua trasmittanza inizia a diminuire a 980, 1200, 1430 e 1950 nm fino ad arrivare ad una trasmissione dello 0,1% a circa 2200 nm e ad una completa assorbanza a 2400 nm. Assorbe inoltre una piccola percentuale degli UVB e una parte degli UVA. Per quanto riguarda l'umor acqueo non si notano differenze di trasmittanza legate all'età. ¹⁸

Il cristallino assorbe la parte restante dei raggi UVB e UVA che non è stata bloccata dalla cornea e dall'umor acqueo. Nei giovani però, questo meccanismo di filtraggio da parte del cristallino è "meno efficiente" rispetto a quello dei più anziani. Infatti con l'avanzare

degli anni, le proteine che compongono il cristallino si ossidano assumendo una colorazione giallastra; questa pigmentazione agisce da barriera contro la propagazione della luce blu e delle onde più corte all'interno dell'occhio. Inoltre, dato che il cristallino è in grado di filtrare la maggior parte delle onde ultraviolette e in parte la luce blu, l'estrazione del cristallino affetto da cataratta provoca un notevole incremento di radiazioni che raggiungono la retina.¹⁷

L'umor vitreo trasmette dai 300 nm ai 1400 nm con l'80% di trasmissione corrispondente a 350 nm e una totale trasmittanza in tutta la regione del visibile.

Infine solo una minima percentuale dei raggi UVA (1/2%) riesce a raggiungere la retina.¹⁷

Dall'insieme dei dati esposti si può dedurre che la cornea e il cristallino sono i principali tessuti oculari deputati all'assorbimento della radiazione ultravioletta, anche se le altre strutture oculari quali la congiuntiva, l'umor acqueo e la retina sono sottoposte ad una interazione con queste radiazioni.

Come è già stato detto l'esposizione ai raggi ultravioletti è stata indicata come uno dei fattori di rischio o la causa della patogenesi di un'ampia varietà di condizioni oculari.¹⁹

Infatti le radiazioni ultraviolette hanno caratteristiche fisiche che consentono l'interazione con le molecole che compongono il DNA (acido desossiribonucleico). L'energia dei fotoni della radiazione che arriva a livello molecolare riesce a modificare lo stato naturale dell'acido. In questo modo le varie attività cellulari vengono regolate da un DNA mutato, portando come risultato modificazioni cellulari e dando origine a patologie nelle strutture oculari.²⁰

La congiuntiva, essendo insieme alla cornea la struttura oculare più superficiale, è facilmente danneggiata dalla radiazione ultravioletta che attiva una complessa serie di

reazioni ossidative andando incontro anche a morte cellulare. Vi è infatti la possibilità che insorgano carcinomi a cellule squamose della congiuntiva che spesso iniziano dal limbus.²¹ Inoltre esiste una evidenza epidemiologica che afferma un'associazione fra l'esposizione cronica ai raggi ultravioletti e la formazione dello pterigio.

Questo ispessimento anomalo del tessuto fibroso e vascolare della congiuntiva bulbare, parte dall'angolo dell'occhio e prosegue fino a raggiungere la cornea. Si manifesta particolarmente nelle persone che vivono in zone molto soleggiate e in quelle che svolgono attività all'aperto. È stata osservata una prevalenza dello pterigio che si forma sulla congiuntiva nasale ed è stata spiegata con la focalizzazione periferica della luce sulla camera anteriore mediale sotto le cellule staminali corneali limbari.²² Un collegamento, anche se più debole, è stato trovato anche fra i raggi ultravioletti e la formazione di pinguecola.²³

Per quanto riguarda la cornea invece si è riscontrato che l'epitelio e l'endotelio corneale sono vulnerabili ai raggi ultravioletti. La fotocheratite costituisce un chiaro esempio di risposta acuta alla radiazione UV: a causa di un'esposizione prolungata alla radiazione ultravioletta riflessa dalla neve o dalla sabbia, l'epitelio corneale subisce un'essfoliazione.

¹⁷ È caratterizzata da forte dolore, lacrimazione, fotofobia e blefarospasmo. Tali sintomi solitamente spariscono da un minimo di 6 ad un massimo di 48 ore, e i tessuti coinvolti tornano alla normalità; solo nei casi più gravi il danno può essere permanente.²⁴ Inoltre un'altra complicanza che interessa la cornea è la presenza di un assottigliamento secondario a cheratocono o a chirurgia refrattiva. In questo caso i raggi UVB, che normalmente vengono assorbiti dallo stroma corneale, riescono a raggiungere le strutture oculari più interne, danneggiandole.

Anche a livello della camera anteriore possono sorgere delle problematiche. L'acido ascorbico antiossidante (vitamina C), presente nell'umore acqueo, è in grado di eliminare i radicali liberi presenti nella sostanza acquosa e proteggere il cristallino dai possibili danni della luce ultravioletta. Infatti i pazienti che soffrono di cataratta evidenziano livelli minori di acido ascorbico nella camera anteriore.²⁵

Ad ogni modo il cristallino inevitabilmente perde la propria trasparenza a causa delle irreversibili modificazioni delle proteine indotte dal processo di invecchiamento, dall'ereditarietà e come detto precedentemente dall'esposizione alla radiazione UV.

Legate a queste proteine, chiamate cristalline, sono presenti i cromofori che filtrano la radiazione ultravioletta. Tuttavia quando vengono esposti costantemente alle radiazioni UV, i cromofori generano specie reattive dell'ossigeno (ROS) che inducono un cross-linking delle proteine. Si ritiene che livelli aumentati di ROS e una riduzione dei meccanismi di difesa delle sostanze antiossidanti nella lente provocano la formazione della cataratta.²⁶

Nonostante il cristallino fornisca una protezione e il livello di raggi UV che raggiungono la retina nell'occhio di un adulto sia molto basso, una esposizione intensa può causare dei danni alle strutture retiniche. La retinopatia solare avviene solitamente con l'interazione di una radiazione ad alta energia per un breve lasso di tempo. L'energia della radiazione avvia meccanismi ossidativi che interferiscono con la fototrasduzione dei fotorecettori e con le funzionalità dello strato dell'epitelio pigmentato retinico. I sintomi che provoca la retinopatia solare sono: visione offuscata, fotofobia, cefalee, e nei casi più gravi scotomi.

27

Infine è importante considerare i danni maggiori che le radiazioni ultraviolette provocano nei soggetti afachici, pseudofachici e dei ragazzi.

Nei primi due casi infatti il meccanismo di filtraggio dato dai mezzi oculari non risulta essere integro, mentre nell'infanzia il cristallino deve ancora maturare e quindi una maggior quantità di raggi UV raggiunge la retina.¹⁷ Per questo motivo questi soggetti devono prestare una ulteriore attenzione nel preservare l'integrità della retina, adottando misure protettive adeguate.

Capitolo 2: Generalità sulla lente a contatto fotocromatica

2.1 Cenni storici sulle lenti a contatto morbide

Nel 1508 Leonardo da Vinci intuì la possibilità di correggere i difetti visivi attraverso l'uso di una lente. Realizzò il disegno di un dispositivo in vetro contenente acqua che se disposto sulla superficie corneale, creava una correlazione ottica fra l'occhio e il dispositivo stesso. Tuttavia, la sua invenzione non si rivelò pratica a causa di limitazioni tecnologiche di quell'epoca.²⁸

Successivamente nel 1636, René Descartes nel suo trattato "La diottrica", dimostrò come fosse possibile ridurre notevolmente le anomalie refrattive dell'occhio appoggiando sulla cornea un tubo riempito d'acqua e nell'altro lato posiziona un vetro concavo della stessa forma della cornea. L'idea pur essendo teoricamente valida, non era possibile metterla nella pratica perché il tubo posizionato sull'occhio impediva l'ammiccamento.^{28,29}

Nel 1801 Thomas Young riprese l'idea di Cartesio e costruì un tubo di vetro molto piccolo riempito di acqua e con nell'altra estremità una lente da microscopio. Lo stesso Young appoggiando il tubo direttamente sui propri occhi, aveva prodotto su sé stesso una forma di miopia estremamente elevata e riuscì a calcolare il conseguente valore della forza di rifrazione mancante.²⁹ Nel 1827 un matematico inglese, John Frederick William Herschel, decise di fabbricare una lente a contatto che si conformi esattamente alla superficie dell'occhio e ne produsse i primi stampi.²⁹

Ma solo circa sessant'anni dopo (1887), il medico e fisico Adolf Gaston Eugene Fick descrisse nel suo trattato "Contactbrille" la prima lente a contatto con potere correttivo. Realizzò inoltre la prima lente a contatto in vetro soffiato da un calco dall'occhio di un coniglio.^{28,30} Nello stesso anno, a Parigi, Eugene Kalt mette a punto lenti a contatto di

vetro sperimentandole su alcuni pazienti con cheratocono ed ottenendo un miglioramento delle loro capacità visive.²⁸

Nell'anno successivo, in Germania, August Mueller utilizzò per la prima volta la definizione "lenti a contatto" e riuscì a realizzare la prima lente a contatto in vetro con potere diottrico con cui correggere la propria miopia di -14 diottrie.³¹ Queste lenti però, essendo in vetro e di grande diametro, risultavano molto scomode e poco tollerabili, impedivano all'ossigeno di raggiungere l'occhio e per questo venivano indossate solo per poche ore. Per questo motivo nel 1936 l'ottico William Feinbloom ebbe l'idea di creare una lente dove la parte centrale era in vetro e quella esterna in materiale plastico, il polimetilmetacrilato.²⁹ Quest'ultimo era maggiormente biocompatibile, poteva essere modellato ed aveva un peso ridotto rispetto al vetro. Grazie a queste caratteristiche era molto più confortevole di quella in vetro, ma ricopriva ancora gran parte del segmento anteriore dell'occhio e comportava l'insorgenza di problemi come l'edema corneale.

Infatti pochi anni dopo nel 1948 Kevin M. Tuohy realizzò la prima lente a contatto fatta interamente di materiale plastico e che copriva solo la superficie corneale.³² Essendo più piccole e più confortevoli potevano essere indossate tutto il giorno.

Rimaneva però irrisolto uno degli svantaggi più limitanti delle lenti in polimetilmetacrilato (PMMA): il ricambio di ossigeno, che se scarso può portare a una serie di effetti collaterali potenzialmente gravi. Ciò ha stimolato nuove attività di ricerca e sviluppo che, alla fine degli anni '70, hanno portato alla scoperta di materiali rigidi ma permeabili all'ossigeno che superano il problema. Questi polimeri rigidi ai gas permeabili (RGP) sono utilizzati ancora oggi nelle lenti rigide. Oltre a queste lenti rigide nel 1960 due ricercatori cecoslovacchi, Lim e Wichterle costruirono le prime lenti a contatto morbide utilizzando un materiale chiamato hydrogel.^{28,29} Questo materiale era

estremamente innovativo rispetto ai precedenti poiché ha un notevole contenuto d'acqua rendendo così la lente molto flessibile (di conseguenza molto più confortevole rispetto a quelle rigide) e permeabile all'ossigeno, fattore essenziale per il mantenimento della normale fisiologia corneale. Nonostante il passo avanti, queste lenti avevano diversi problemi: a causa della flessibilità del materiale le lenti sferiche non riuscivano a correggere l'astigmatismo (al contrario delle rigide) e l'elevato contenuto d'acqua faceva sporcare facilmente la lente incrementando di conseguenza l'insorgenza di infezioni. Ad ogni modo quest'ultimo problema fu parzialmente risolto con la diffusione delle lenti in silicone hydrogel: utilizzando i materiali hydrogel in combinazione con il silicone, si è potuto mantenere un giusto apporto di acqua nella lente e una minore tendenza ad accumulare depositi di proteine. Inoltre grazie all'elevata capacità di ritenzione di acqua, si possono utilizzare per periodi di porto prolungati mantenendo il comfort.²⁸

I successivi anni segnarono uno sviluppo esponenziale dei materiali, delle nuove tecniche di progettazione e costruzione e tale sviluppo è tuttora in corso.

A seguito di una crescente richiesta da parte dei portatori di lenti a contatto morbide di una soluzione per non dover ricorrere a soluzioni combinate per proteggersi dai danni e dai fastidi che può dare il sole, come l'uso di lenti a contatto e lenti da sole oppure occhiali graduati con filtro solare, sono state realizzate le prime lenti a contatto fotocromatiche.

Dopo più di 10 anni di ricerche nel 2018 la Food and Drug Administration (FDA) statunitense ha approvato la prima lente a contatto che incorpora nella sua matrice una molecola fotocromatica: ACUVUE OASYS[®] with Transitions[™] Light Intelligent Technology[™].³³

Grazie all'additivo fotocromatico che avvia una reazione chimica reversibile in funzione della quantità di radiazioni solari, la lente a contatto si scurisce in base alla luce ambientale e si adatta ai suoi cambiamenti.

Il comfort dato dal materiale silicone hydrogel unito alle capacità fotocromatiche, ha fatto sì che la rivista Time ha riconosciuto la lente a contatto ACUVUE OASYS[®] with Transitions[™] Light Intelligent Technology[™] come "Best Invention of 2018".³³

2.2 Composizione

In generale i materiali che vengono usati per fabbricare le lenti a contatto morbide sono: l'hydrogel, gli elastomeri al silicone e il silicone hydrogel (Si-Hy). Questi si differenziano per la struttura, la percentuale di acqua e dalla permeabilità dell'ossigeno.

Gli elastomeri al silicone o siliconi sono polimeri inorganici composti da una catena silicio-ossigeno e gruppi funzionali organici legati agli atomi di silicio. Sono molto flessibili e resistenti alla temperatura, agli attacchi chimici e all'ossidazione.

La caratteristica però più importante è che i gruppi silossano hanno una elevata solubilità dell'ossigeno che consente di legare meglio con l'acqua e di conseguenza di aumentare la diffusione dell'ossigeno. Un esempio è il polidimetilsilossano (PDMS).

Tuttavia hanno una elevata idrofobicità che determina una bassa bagnabilità, una tendenza di adesione alla cornea da parte della lente a contatto e un accumulo di depositi lipidici e proteici provocando discomfort nel paziente e danni alla lente.³⁴

Gli hydrogel sono costituiti da catene polimeriche a disposizione tridimensionale e unite da legami chimico/fisici che permettono di trattenere l'acqua: contengono infatti da uno a più atomi altamente elettronegativi, i quali favoriscono legami idrogeno con l'acqua.³⁵

Uno degli hydrogel più utilizzati è il poli 2-idrossietilmetacrilato (pHEMA). Per le lenti a contatto (LAC) realizzate con questo materiale l'acqua è il mezzo di trasmissione dell'ossigeno e quindi la sua quantità è direttamente proporzionale alla permeabilità all'ossigeno, caratteristica importante per il mantenimento dell'omeostasi della cornea.

Grazie alla loro polarità, un hydrogel composto solamente dal monomero polimerico HEMA ha un contenuto d'acqua di circa il 38% ma se legato ad altri comonomeri come MAA e NVP la percentuale d'acqua aumenta a valori superiori del 50%.³⁶

Questi monomeri con cui si lega l'HEMA aumentano il contenuto d'acqua grazie al forte carattere idrofilo ma allo stesso tempo riducono le proprietà meccaniche. Inoltre l'elevata percentuale di acqua nella lente se da una parte determina un maggior passaggio di ossigeno e maggiore comfort, dall'altra porta ad una maggiore disidratazione. Per risolvere l'eccessiva flessibilità si sono aggiunti monomeri idrofobici come il metilmetacrilato (MMA) che aumentano la resistenza meccanica della lente.³⁷ In base alla loro carica ionica, alla idrofilia e alla permeabilità all'ossigeno, gli hydrogel non sono adatti ad un porto prolungato sia per la veloce disidratazione della lente sia per la frequente formazione di depositi proteici sulla superficie a causa dell'elevata ionicità.

Attraverso la polimerizzazione dei due materiali appena descritti, l'hydrogel e il silicone nella forma del TRIS, si riuscì a creare un nuovo materiale, il silicone hydrogel.

Questo materiale infatti unisce la bagnabilità dell'hydrogel con la buona permeabilità all'ossigeno del silicone: se per le lenti hydrogel la permeabilità all'ossigeno aumenta solo se cresce la percentuale d'acqua della lente, grazie al silicone la permeabilità non è più dipendente solo dal contenuto d'acqua aumentando così notevolmente nella lente a silicone hydrogel.

Tuttavia il limite principale che presenta questo materiale è l'elevata idrofobicità che riduce la bagnabilità e aumenta la formazione di depositi sulla superficie, causando discomfort e destabilizzazione del film lacrimale.³⁸ Questo problema è stato risolto grazie a trattamenti che modificano la superficie della lente, come quello al plasma. Grazie a questa tecnica che crea un film protettivo sulla superficie è aumentata la bagnabilità del materiale e diminuita l'affinità con i depositi risultando così più confortevole per il portatore. Ad oggi è il materiale più usato per realizzare le lenti a contatto: uno studio condotto nel 2021 mostra infatti che nel mondo sono utilizzate per l'86% le lenti a contatto morbide, dove il 74% sono lenti a contatto in silicone hydrogel.³⁹

Questo materiale viene usato anche per le lenti a contatto fotocromatiche, in particolare il materiale di ACUVUE OASYS[®], il senofilcon A, contiene la tecnologia HYDRACLEAR[®] PLUS dove un agente umettante (PVP) incorporato nella lente mantiene il film lacrimale stabile, riducendo i problemi di secchezza e garantendo così maggior comfort. Oltre a questi materiali è presente una combinazione del monomero benzotriazolo e del naftopirano (corrispondente all'additivo fotocromatico) che consente di bloccare le radiazioni ultraviolette e di ridurre l'impatto che la luce può avere sugli occhi, aiutandoli ad un adattamento meno disagiata in caso di un improvviso cambiamento di luce.

Il benzotriazolo è un composto eterociclico che assorbe i raggi UV, mentre il monomero naftopirano è una molecola in grado di utilizzare l'energia di eccitazione proveniente dalla radiazione luminosa per modificare i propri legami chimici cambiando la struttura ad anello da aperta a chiusa del legame C(sp³)-O dell'anello piranico, generando due isomeri il transoid-cis (TC) e il transoid-trans (TT).⁴⁰

Nella configurazione chiusa dell'anello i due isomeri assumono una colorazione, filtrando le radiazioni luminose. La reazione chimica che avviene è reversibile, in quanto se non più esposto alla luce solare, le molecole assume la sua configurazione iniziale aperta tornando gradualmente trasparente.

2.3 Caratteristiche

Una lente a contatto ideale deve essere il più possibile biocompatibile con il film lacrimale, di conseguenza confortevole per gli occhi. Inoltre deve essere permeabile all'ossigeno per soddisfare o superare i requisiti di ossigeno corneale e allo stesso tempo deve avere una buona bagnabilità, per garantire l'omeostasi delle strutture oculari e la stabilità della lente.

Deve necessariamente fornire una buona visione e per ottenere una adeguata protezione deve essere in grado di filtrare i raggi UV.

Ad oggi la lente a contatto fotocromatica ACUVUE OASYS[®] with Transitions[™] Light Intelligent Technology[™] soddisfa gli standard di assorbimento UV Classe 1 con una trasmissibilità delle radiazioni UVB inferiore all'1% nel range di 280-315 nm e delle radiazioni UVA inferiore al 10% in 315-380 nm.⁴¹

Inoltre secondo quanto riportato dalla casa produttrice, l'additivo fotocromatico assorbe le lunghezze d'onda da 380 nm a 780 nm trasmettendo circa l'84% della luce visibile nello stato non attivato. Nello stato attivato invece assorbe dinamicamente la luce visibile a seconda del livello di radiazione UV e dello spessore della lente con una trasmittanza minima di circa il 23%.⁴¹

Oltre a ciò è stato dimostrato che influiscono positivamente sulla funzione visiva rispetto alle lenti prive dell'additivo fotocromatico, riscontrando benefici nel recupero da fotostress, nei fastidi dati dall'abbagliamento e nel contrasto cromatico. ^{42, 43}

Un altro studio ha dimostrato che anche all'interno con un'attivazione della lente minima, le performance visive miglioravano dimostrando che la lente si adatta perfettamente ad ogni tipo di variazione luminosa. ⁶

Infine è stato chiarito che la lente fotocromatica sia nella guida diurna che notturna non influisce sulle prestazioni visive. ^{5, 44}

In figura 2 sono riassunti i parametri e le caratteristiche principali della lente in esame.

Lens material	senofilcon A silicone hydrogel
Technology	HYDRACLEAR® Plus Technology Transitions™ Light Intelligent Technology™
Base curve, mm	8.4 / 8.8
Diameter, mm	14.0
Power range	+8.00 to -12.00D (-6.00D to +6.00D in 0.25D steps; -6.50D to -12.00D in 0.50D steps and +6.50 to +8.00 in 0.50D steps, including plano)
Dk/t (edge-corrected)	121 x 10 ⁻⁹
Water content	38%
Modulus (MPa)	0.69
UV blocker ^{††}	Class 1
Visible light transmission (380-780nm)	Up to 94% (inactivated) Up to 41% (activated)
Center thickness at -3.00D (mm)	0.085
Inside-out mark	Yes
Packaging solution	Optimized to help mimic the electrolyte concentration of natural tears for comfort on insertion

Figura 2: Parametri della lente a contatto fotocromatica ACUVUE OASYS® with Transitions™ Light Intelligent Technology™. ⁴⁴

2.4 Gestione

Sulla base dei tipi di materiale descritti precedentemente, si può ottenere una ulteriore classificazione: le lenti morbide a ricambio giornaliero, quindicinale e mensile.

Le lenti giornaliere, dette anche usa e getta, vengono applicate alla mattina, si gettano a fine giornata e il giorno seguente si utilizzano nuove lenti. Il pregio principale del

ricambio giornaliero è che si riduce il rischio degli effetti collaterali legati all'igiene delle lenti, poiché non devono essere pulite e lubrificate e di conseguenza hanno una minore probabilità di essere contaminate da agenti patogeni o microrganismi potenzialmente pericolosi per la salute dell'occhio. Invece per le lenti riutilizzabili viene raccomandato un corretto sistema di manutenzione e un'attenta igiene personale.⁴⁵

Per avere una corretta cura e pulizia delle lenti a contatto quindicinali e mensili, si consiglia di seguire un protocollo di manutenzione e igiene che prevede una serie di passaggi:

1. Il lavaggio delle mani deve essere fatto prima di mettere o di rimuovere le lenti a contatto. Il portatore deve lavare le mani con il sapone normale o uno specifico per i portatori di LAC.
2. La detersione viene utilizzata principalmente per rimuovere i depositi sulla lente. Si pone la lente sul palmo della mano, viene bagnata con alcune gocce della soluzione detergente e si esegue uno strofinamento con un dito della mano opposta. Per avere una buona detersione la LAC deve essere strofinata per almeno 15 secondi.
3. La disinfezione è fondamentale per eliminare eventuali microrganismi e per mantenere una condizione batteriostatica durante la conservazione. Se associata ad un detergente garantisce ulteriormente la riduzione dei rischi infettivi.
4. La conservazione: una volta utilizzata la LAC, la si ripone nel portalenti, il quale deve essere precedentemente svuotato, lavato e riempito nuovamente con la soluzione conservante. I componenti utilizzati per disinfettare la lente fungono anche da conservanti per garantire l'integrità della soluzione una volta aperta. La

soluzione favorisce anche la bagnabilità della lente influenzando sul comfort del portatore.⁴⁶

5. Il risciacquo: massimizza gli effetti di disinfezione, rimuove i depositi ed elimina l'eventuale soluzione detergente rimasta che potrebbe causare fastidio al momento dell'applicazione della lente sull'occhio. Inoltre è importante per ridurre i sintomi da occhio secco.
6. La rimozione delle proteine: si usano delle compresse che contengono degli enzimi in grado di rompere i legami fra le molecole proteiche, le quali vengono poi eliminate dalla lente attraverso il risciacquo. È importante svolgere questo passaggio perché le proteine possono causare visione offuscata, discomfort e complicanze oculari.
7. Pulizia del porta lenti: Quando la lente viene inserita, il contenitore porta lenti deve essere svuotato dalla soluzione, risciacquato con nuova soluzione disinfettante e lasciato asciugare all'aria tutti i giorni. Un porta lenti asciutto è importante, perché i microbi non possono moltiplicarsi in ambiente secco. Quando si riutilizza il porta lenti deve essere aggiunta nuova soluzione conservante.

Tuttavia esiste un'alternativa all'utilizzo di diverse soluzioni per la disinfezione, conservazione e risciacquo e consiste nella soluzione multiuso. Dal punto di vista dei portatori di lenti a contatto, questa soluzione ha una maggiore praticità e un costo minore spingendo così il mercato verso la posizione predominante delle soluzioni multiuso.⁴⁷

Anche se le ACUVUE OASYS® with Transitions™ Light Intelligent Technology™ sono lenti quindicinali, ai fini dello studio non sono stati seguiti tutti i punti sopra citati in quanto le misurazioni sono state effettuate in una giornata. Tuttavia la lente a contatto

durante l'esecuzione dei test visivi veniva applicata e tolta più volte; in questo caso quindi si raccomandava al soggetto di lavarsi le mani prima dell'applicazione e rimozione della lente a contatto e tra un test e l'altro, per reidratarla, veniva riposta in un porta lenti riempito con una soluzione multiuso.

Capitolo 3: Lo studio sperimentale

3.1 Misura della trasmittanza spettrale

In questa sezione si andrà ad analizzare la trasmittanza spettrale della lente a contatto fotocromatica, andando ad approfondire quanta intensità luminosa viene trasmessa per ogni lunghezza d'onda nel range di 420 nm a 800 nm ad intervalli di 20 nm e verrà calcolato il tempo di rilassamento di ciascuna di queste.

3.1.1 Setup sperimentale

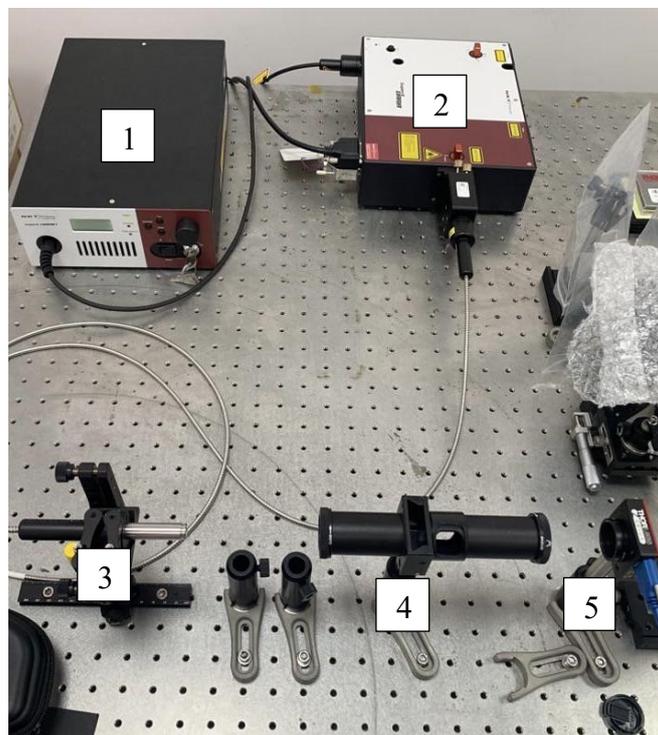


Figura 3: Da sinistra a destra in ordine si trovano il laser SuperK COMPACT (1), il monocromatore SuperK VARIA (2), output del laser (3), il setup con l'alloggiamento per la lente a contatto fotocromatica (4) e infine la fotocamera Zelux con sensore CMOS (5).

Come già anticipato la lente usata in questo studio è la ACUVUE OASYS[®] with Transitions[™] Light Intelligent Technology[™]. Nello specifico le lenti utilizzate hanno refrazione sf-1,00.

Avendo come obiettivo quello di analizzare la trasmittanza spettrale della lente a contatto, vengono utilizzati i seguenti strumenti da laboratorio: il laser SuperK COMPACT ((1) in Figura 3), il monocromatore SuperK VARIA (2) con uscita (output del laser (3)) in fibra, il lens tube (4) e infine la fotocamera Zelux con sensore CMOS (5).

Il SuperK COMPACT è un generatore laser supercontinuum di luce bianca che fornisce luce con diffrazione limitata nella regione spettrale da 450 nm a 2400 nm. La generazione del supercontinuum è dovuto ad un processo in cui, attraverso l'interazione non lineare tra luce laser e materia in un tratto di fibra a cristallo fotonico, si forma un'ampia banda spettrale con elevato livello di coerenza. Infatti ha una larghezza di banda maggiore rispetto ad altre sorgenti e una intensità luminosa superiore di quella delle lampade ad incandescenza. (Figura 4)

La luce viene trasportata in una fibra monomodale terminata con un collimatore compatibile con il monocromatore SuperK VARIA.

Repetition rate [Hz]	Variable 1 Hz to min. 20 kHz
Spectral coverage [nm]	450-2400
Total power [mW] ²⁾	> 110
Total visible power (450-850 nm) [mW] ²⁾	> 20
Total power stability [%] ¹⁾	< ± 1.0
Output pulse width [ns]	< 2
Pulse-pulse jitter (standard dev.) [µs] ²⁾	< 2
Polarization	Unpolarized
Beam quality, TEM ₀₀	M ² < 1.1
Beam diameter, collimated [mm]	1 @ 530 nm 2 @ 1100 nm 3 @ 2000 nm

1) Contact us for ± 0.5 %.

2) Repetition rate dependent.

Figura 4: Specifiche ottiche del generatore laser SuperK COMPACT.

Il SuperK VARIA consente di regolare sia la lunghezza d'onda centrale che la larghezza di banda uscente. Non subisce alcuna perdita di polarizzazione fornendo un'elevata potenza. Inoltre permette di regolare la lunghezza d'onda centrale della banda passante su un valore compreso tra 400 e 840 nm. La larghezza di banda è variabile tra 10 e 100 nm. Il lens tube è usato per creare percorsi del fascio di luce. Questi tubi per lenti possono essere utilizzati per alloggiare uno o più elementi ottici, in questo studio questo alloggiamento verrà utilizzato per riporre la lente a contatto fotocromatica e ripararla dalla luce ambientale del laboratorio. Il setup per alloggiare la lente fotocromatica è stato realizzato assemblando diverse componenti.

Nello specifico, le componenti di questo strumento sono:

1. Il tubo per impilare le lenti ($\text{Ø}1''$) fornisce un elemento semplice e funzionale per la costruzione del gruppo ottico in maniera compatta. È incluso un anello di sicurezza SM1RR. In particolare in questo apparato strumentale ne sono stati usati due di 2 pollici di lunghezza.



Figura 5: Tubo per lenti (SMIL20, Thorlabs).

2. Il diaframma a iride, azionato ad anello, (compatibile con il tubo dell'obiettivo $\text{Ø}1''$) presenta un foro di dimensioni regolabili in modo tale da poter regolare la quantità di flusso luminoso (o luce) che passa all'interno e attraversa la lente. Per comporre l'apparato strumentale ne sono stati usati due, uno all'inizio del primo lens tube e uno alla fine del secondo. Il design è adatto per l'integrazione in un sistema "a gabbia".



Figura 6: Diaframma (SM1D12D, Thorlabs).

3. I vetri di copertura di precisione di Thorlabs sono rettificati per uno spessore uniforme di $170 \pm 5 \mu\text{m}$ e sono realizzati in vetro Schott D 263 M, un vetro otticamente trasparente e incolore che mostra una bassa autofluorescenza. Lo spessore uniforme e le proprietà ottiche coerenti aiutano a ridurre i difetti dell'immagine dovuti alle aberrazioni sferiche. Nello studio verranno usati due di questi vetrini per bloccare la lente a contatto all'interno dell'alloggio porta lenti.



Figura 7: Vetrino circolare (CG15XH1, Thorlabs).

4. Adattatori filettati per componenti ottici con filettatura SM1 (1.035"-40). E' stato utilizzato per posizionare e fissare i vetrini con la lente nel porta campioni (portafiltro rimovibile).



SM1A6
External SM1 Threads and
Internal SM05 Threads

Figura 8: Adattatore (SM1A6, Thorlabs).

5. Il portafiltro rimovibile CFH2R(M) è progettato per integrarsi facilmente nel sistema di gabbie da 30 mm. Questo design a tenuta di luce è ottenuto con un O-ring permanente montato sulla faccia anteriore e una piastra superiore a doppia flangia sul corpo interno rimovibile. Il portafiltro può ospitare ottiche da Ø1" fino a 0,31" (8,0 mm) di spessore. Il design di precisione a coda di rondine caricato a molla del corpo interno rimovibile garantisce un posizionamento riproducibile ed elimina i movimenti indesiderati per garantire la ripetibilità quando il portafiltro è inserito nell'alloggiamento.



Figura 9: Alloggiamento e Portafiltro rimovibile (CFH2R/M, Thorlabs).

6. Questo tubo per lenti impilabili Ø1" con fessure laterali fornisce una soluzione facile e veloce per regolare manualmente la luce dentro al lens tube senza smontare la configurazione. Lo schermo antiscivolo ruotabile incluso, con un diametro interno di 1,21" (31,0 mm), si adatta alle fessure del tubo dell'obiettivo per impedire l'ingresso di luce indesiderata nel sistema e per mantenere la configurazione ottica libera. Nello specifico è stato usato per esporre il campione della LAC fotocromatica alla penna laser UV 405 nm.



Figura 10: Tubo con apertura laterale (SM1L10C, Thorlabs)

La fotocamera Zelux® di Thorlabs a colori (CS165CU1/M) con sensore CMOS è progettata per fornire immagini acquisite attraverso apparecchi scientifici. Ha un basso rumore di lettura elettronica e un'elevata sensibilità pur mantenendo un rumore ridotto. Il formato del sensore è :1/2.9", 1440 x 1080 Pixel (1.6 MP), lato dei singoli pixel 3.45 μm e risoluzione 10 bit.



Figura 11: Fotocamera con sensori CMOS (CS165CU1/M, Thorlabs)

Oltre a questi strumenti usati per comporre il sistema ottico, sono stati utilizzati la lampada (Figura 12) con 4 sorgenti da 9 Watt (banda centrata sui 365 nm) e la penna laser UV (405 nm) (Figura 13) per attivare il processo di fotocromatismo all'interno della lente rendendola completamente scura.

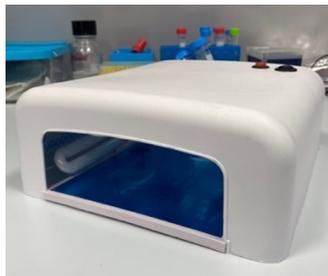


Figura 12: Lampada UV (365 nm)



Figura 13: Penna laser (405 nm)

3.1.2 Protocollo di (de)attivazione LAC

Il protocollo di attivazione e deattivazione della lente a contatto fotocromatica prevede l'utilizzo dell'apparato strumentale sopra descritto con l'ausilio del PC (HP Pavillon) per il controllo di laser SuperK COMPACT, monocromatore SuperK VARIA e fotocamera Zelux® con sensori CMOS.

Per prima cosa si accende l'alimentatore del laser e il monocromatore, si collegano questi dispositivi al computer per accedere al software di controllo del laser NKT Photonics CONTROL che dà la possibilità di decidere la potenza, la lunghezza d'onda centrale e l'ampiezza della banda uscente dal monocromatore.

Allo stesso computer si collega anche la camera, la quale attraverso la sua applicazione ThorCam, tra le molte funzionalità ha quella di poter acquisire immagini o video in diversi intervalli di tempo e con il tempo di acquisizione più adatto per ogni lunghezza d'onda in modo da non saturare il sensore.

A questo punto, avendo impostato i dispositivi controllati con il computer, si procede con la preparazione della lente a contatto.

La si ritaglia in modo da creare un rettangolo (Figura 14): essendo che la lente ha una curvatura per adattarsi alla superficie della cornea, con lo schiacciamento dovuto al suo inserimento tra i due vetrini la lente non si appiattisce perfettamente e forma così delle bolle nella soluzione che provocano scattering. La si taglia quindi perché si appiattisca in modo omogeneo tra i due vetrini. Successivamente la si ripone nell'apposito vetrino, la si idrata con il liquido nel quale era conservata e si chiude con un ulteriore vetrino per far sì che la lente rimanga fissata durante le acquisizioni.

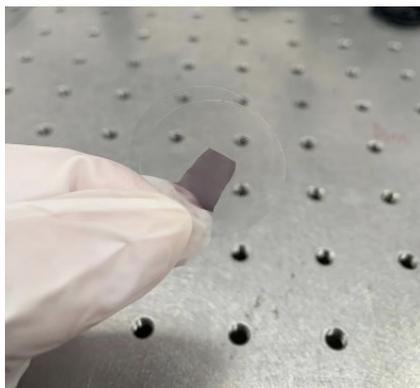


Figura 14: Ritaglio della LAC fotocromatica attivata tra due vetrini

Infine si fissa la lente tra i due vetrini e la si inserisce nell'apposito alloggiamento nel porta filtro, come indicato in Figura 15.

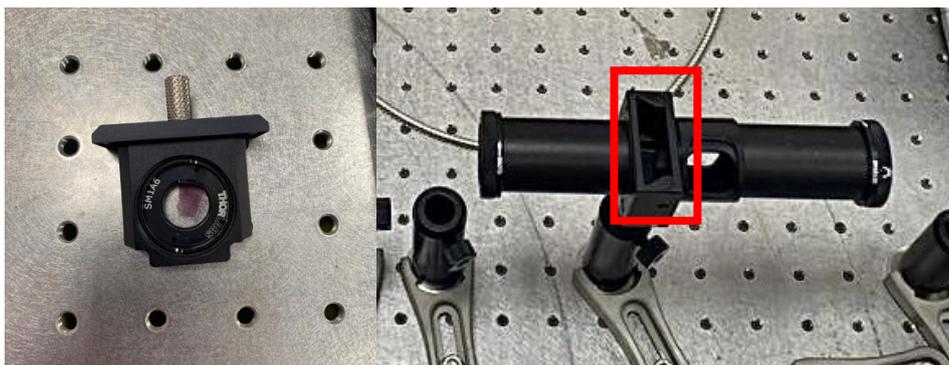


Figura 15: Sulla sinistra è presente il frammento di LAC attivata nell'apposito portafiltro: sulla destra è evidenziato l'alloggio del lens tube dove si ripone il portafiltro.

Quindi si procede con le misurazioni della trasmittanza della lente a contatto.

Per la deattivazione si espone la lente alla lampada UV in Figura 12, la si attiva per 30 secondi e velocemente la si ricolloca nel suo alloggiamento. Le misure sono state fatte con le luci del laboratorio spente.

Si avvia l'applicazione Thorcam e si imposta la fotocamera in modo che venga acquisita un'immagine ogni 20 secondi per un totale di 70 immagini in circa 23 minuti che secondo

una valutazione preliminare è pari al tempo stabilito per il quale la lente diventa completamente deattivata,

Sono state prese le immagini per 20 lunghezze d'onda da 420 nm a 800 nm, con un intervallo di 20 nm una dall'altra.

Per l'attivazione invece la lente è attivata dalla penna laser UV, posta in corrispondenza dell'apertura laterale del tubo ottico in modo da attivare la lente a contatto direttamente nel suo alloggio nel tubo per una esposizione di 10 secondi circa. Si avvia quindi la sequenza di acquisizioni qualche secondo prima di accendere la penna laser UV e si prosegue qualche secondo dopo la completa attivazione.

In questo caso, essendo l'attivazione della lente a contatto molto veloce, le acquisizioni prese sono state una ogni 10 millisecondi.

3.1.3 Analisi

Ora si può procedere con l'elaborazione delle immagini acquisite con la fotocamera attraverso l'applicazione ImageJ (Fiji). Si apre la sequenza di immagini (Figura 16) e si definisce una sezione dell'acquisizione, una cosiddetta Region of Interest (ROI), che comprende il punto luminoso del laser che incide sul sensore della fotocamera, il quale assume un diverso colore a seconda della lunghezza d'onda.

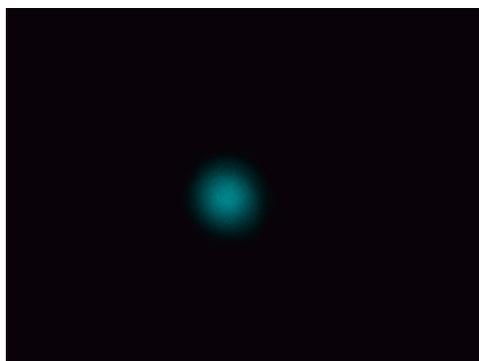


Figura 16: Esempio di acquisizione della lunghezza d'onda 500 nm con la fotocamera Zelux®.

Si procede poi con l'elaborazione della ROI. Grazie al programma ImageJ si può integrare l'intensità luminosa dei pixel presenti nella ROI per ciascun istante di tempo acquisito, in modo da poter ottenere un grafico dell'intensità in funzione del tempo. Dal grafico si possono ottenere le coordinate x e y dei punti che compongono il grafico, ottenendo così due colonne di dati che serviranno poi per costruire la curva che meglio interpola i punti utilizzando il programma Matlab[®]. Aprendo il software si inseriscono nel Workspace le due colonne di dati ricavati precedentemente che corrispondono all'intensità della ROI e al tempo e si avvia l'estensione 'Curve Fitting Toolbox' che permette di fittare i dati inseriti con una funzione e di visualizzarne i grafici e i residui, e ottenere una stima dei parametri del fit e dei relativi errori.

Una volta aperta, nell'opzione Custom Equation si inserisce la funzione a 3 parametri (a , b , c):

$$y = a - b \cdot e^{-c \cdot x} \quad (4)$$

utilizzata per ottenere un buon fit dei dati relativi alla deattivazione. Ci attendiamo infatti che l'intensità luminosa acquisita aumenti nel tempo in quanto la lente si sta deattivando, ovvero la sua trasmittanza sta aumentando progressivamente in quanto non è più esposta alla radiazione UV. In particolare, il tempo di rilassamento sarà dato da $1/c$.

Di seguito sono riportati la curva di deattivazione della lente a contatto fotocromatica relativa alle 20 lunghezze d'onda, insieme alla standardizzazione dei residui.

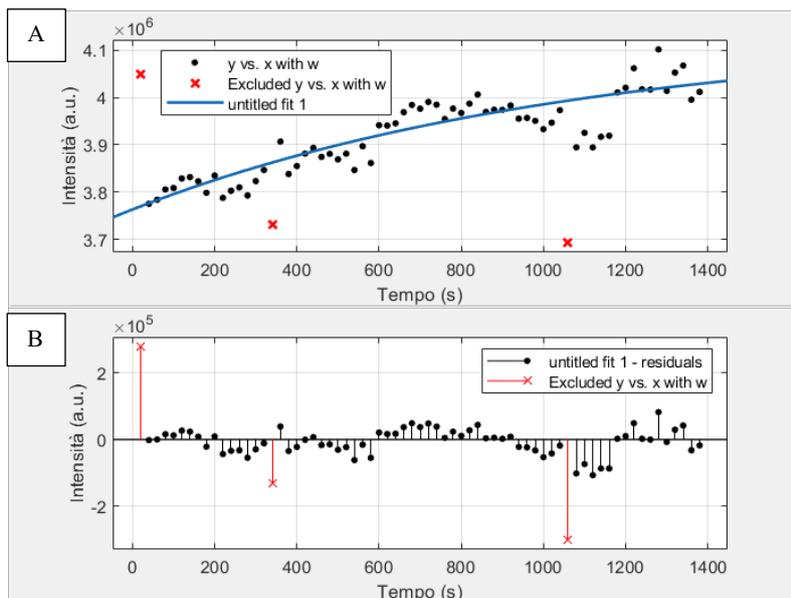


Grafico 1: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 420 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). In questo particolare caso vengono esclusi tre punti a causa dei loro residui elevati così da ottenere un buon fit. **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

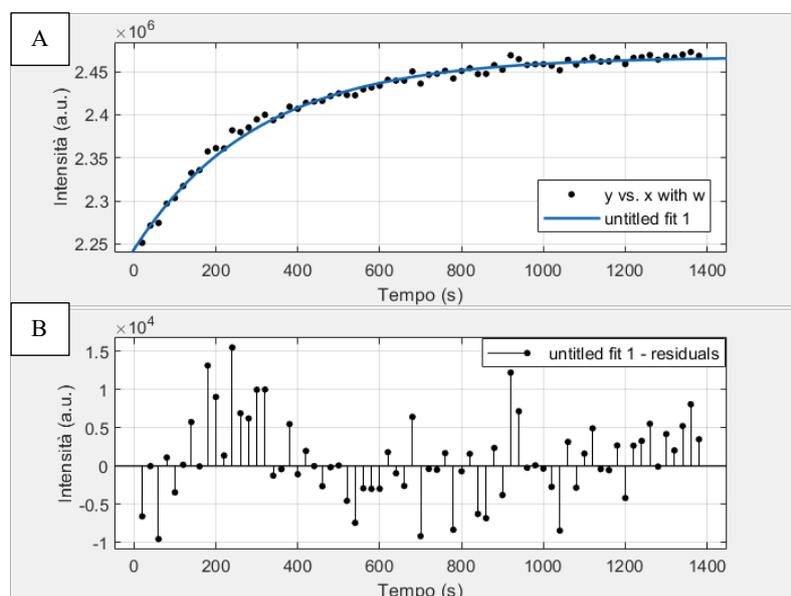


Grafico 2: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 440 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

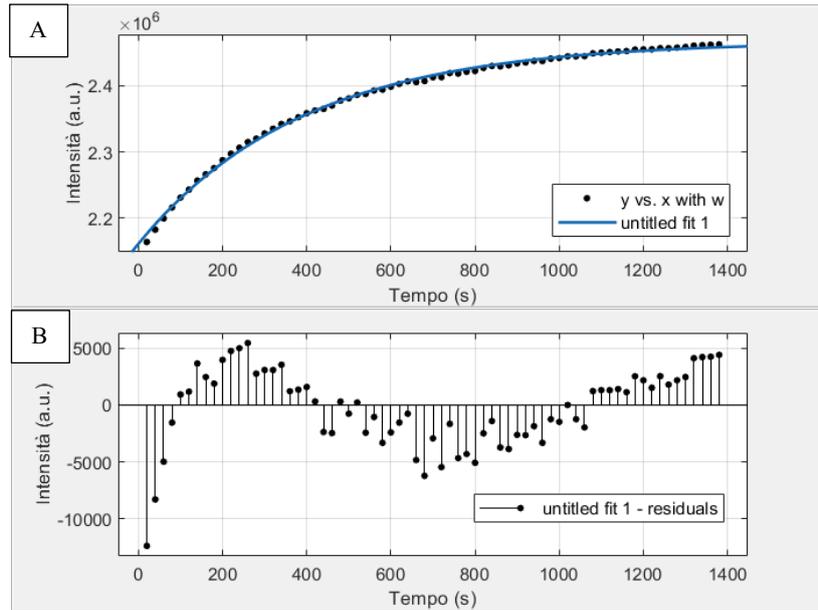


Grafico 3: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 460 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

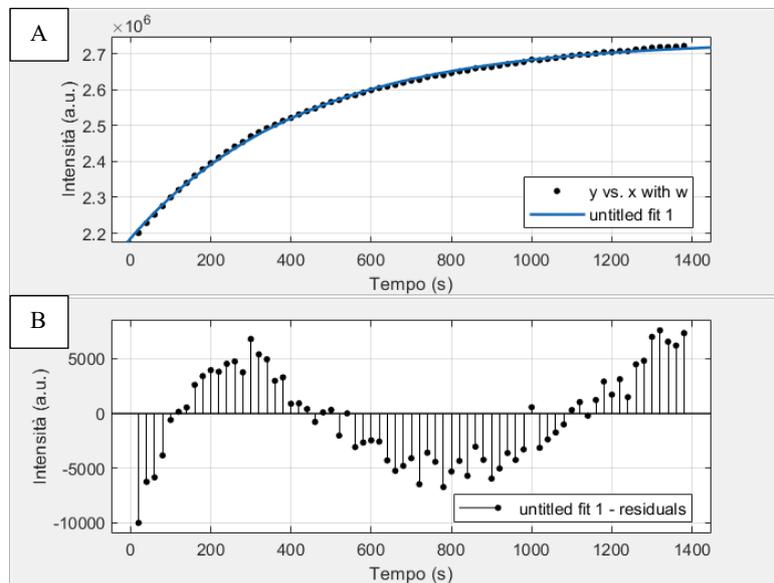


Grafico 4: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 480 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

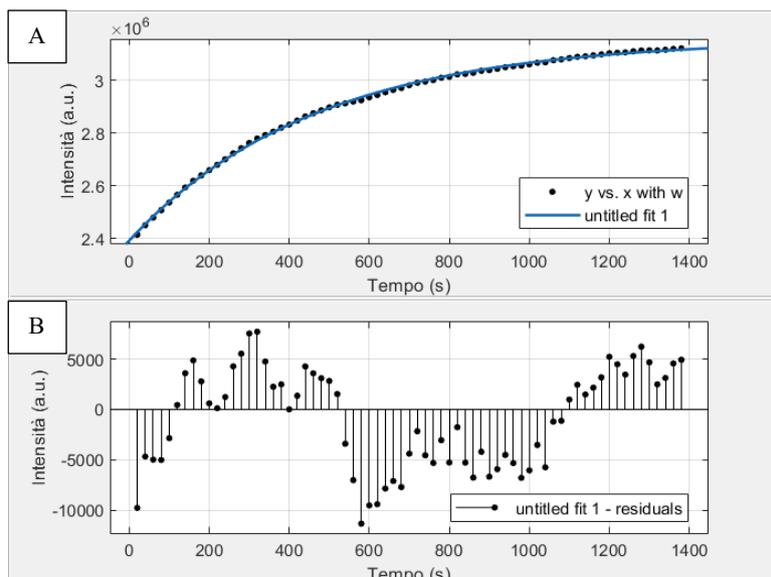


Grafico 5: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 500 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

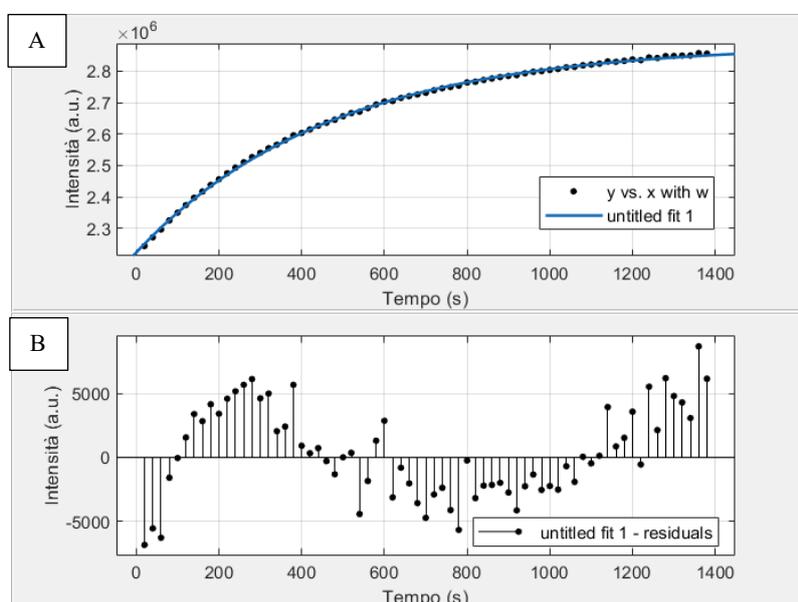


Grafico 6: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 520 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

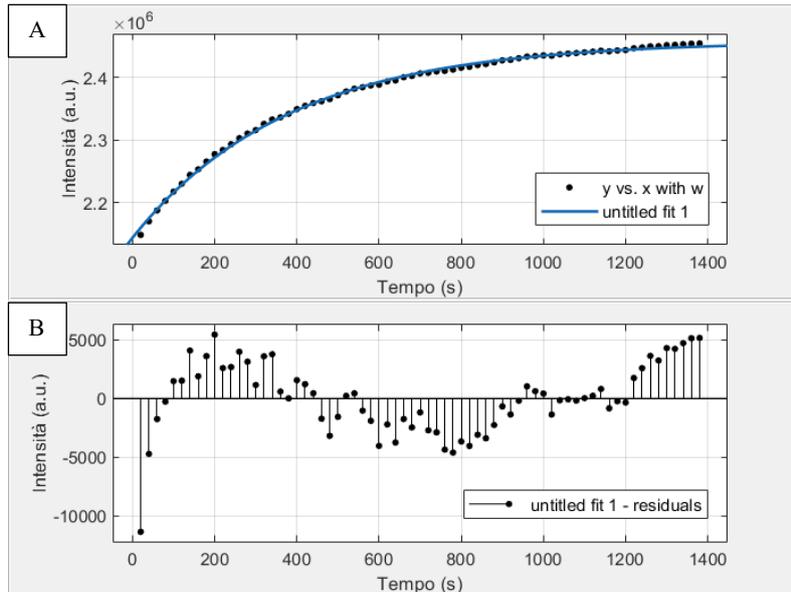


Grafico 7 **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 540 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

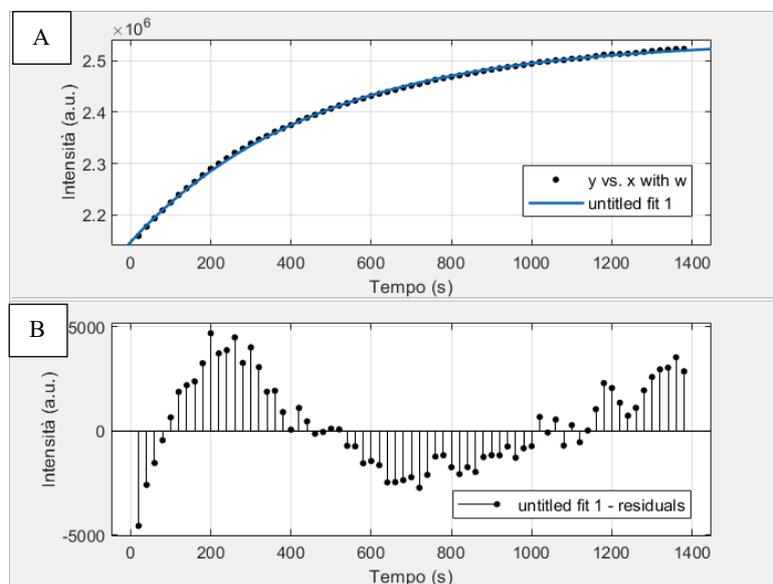


Grafico 8: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 560 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

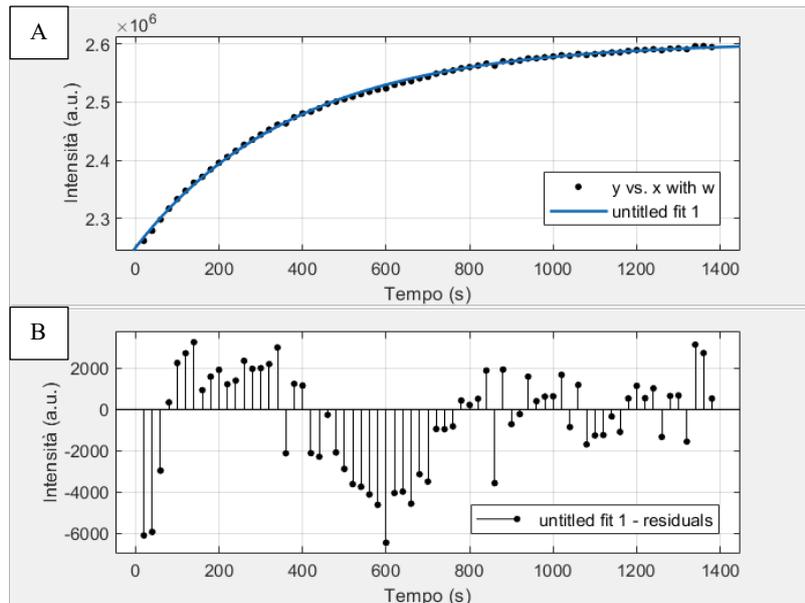


Grafico 9: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 580 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

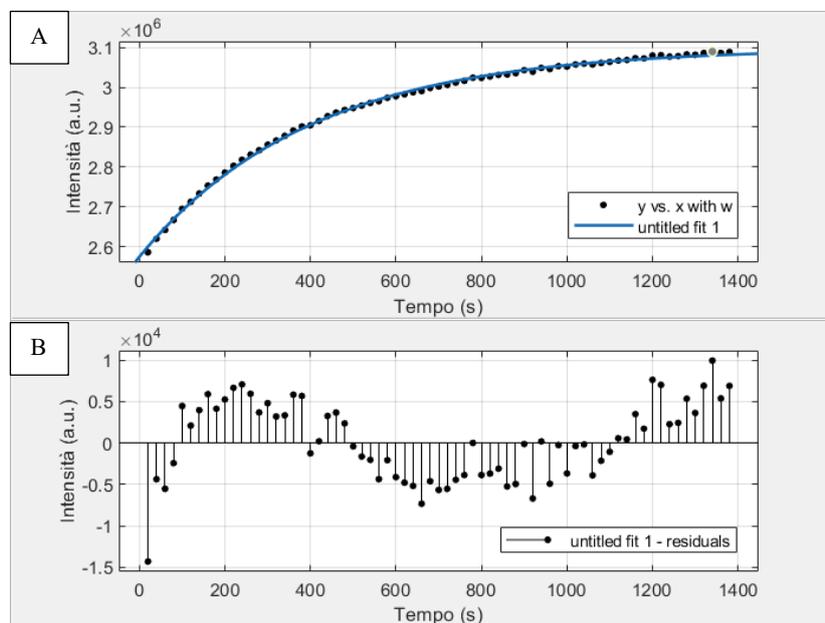


Grafico 10: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 600 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

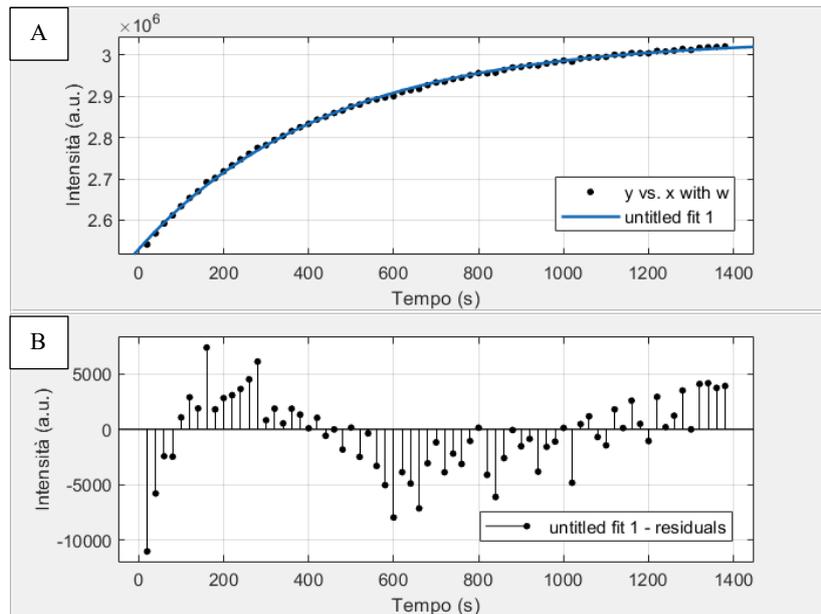


Grafico 11: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 620 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

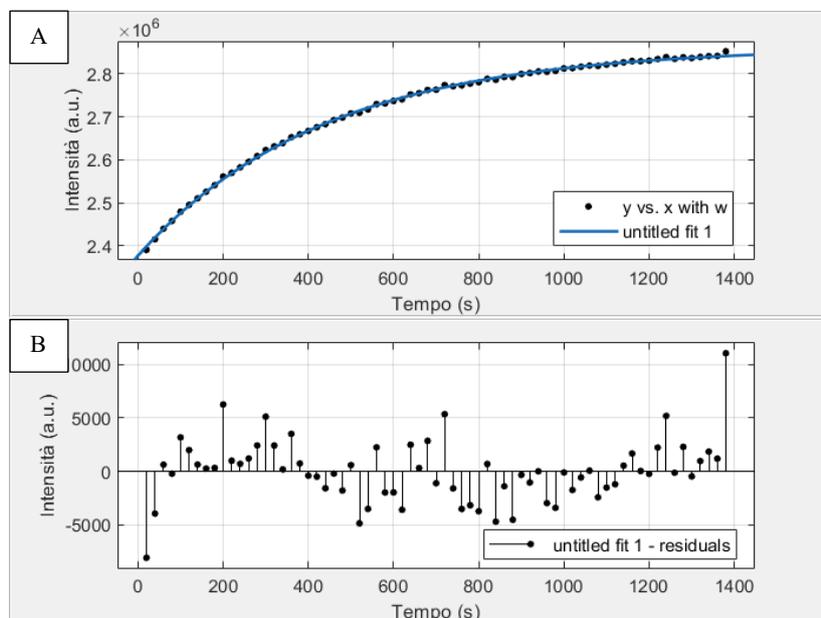


Grafico 12: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 640 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

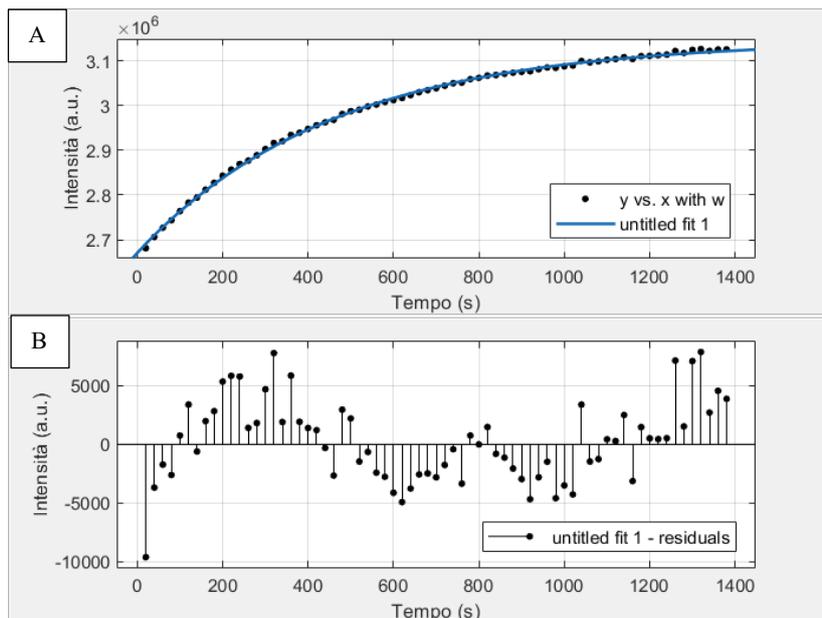


Grafico 13: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 660 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

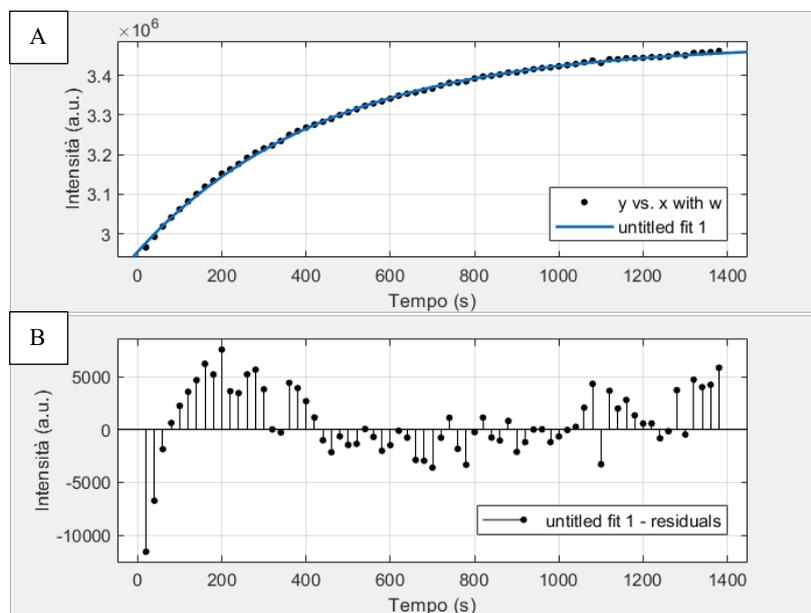


Grafico 14: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 680 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

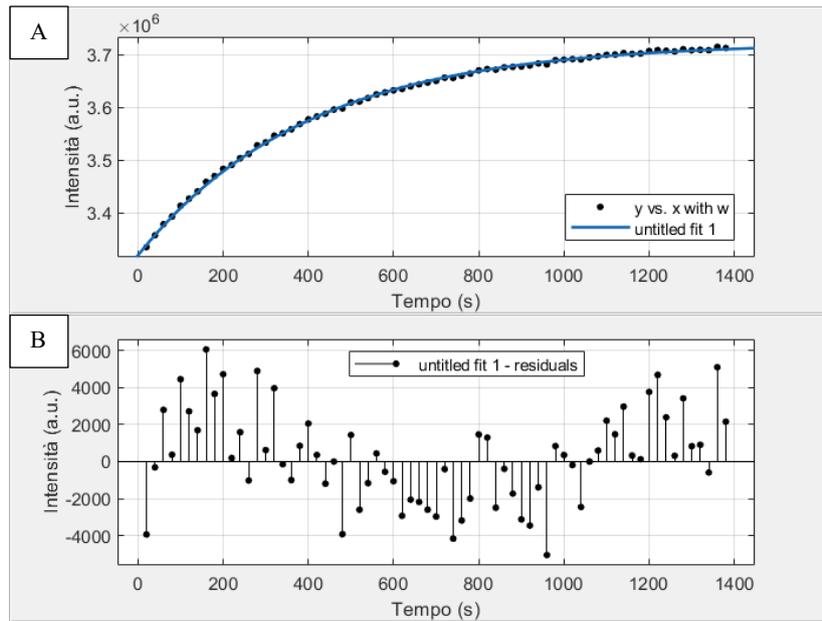


Grafico 15: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 700 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

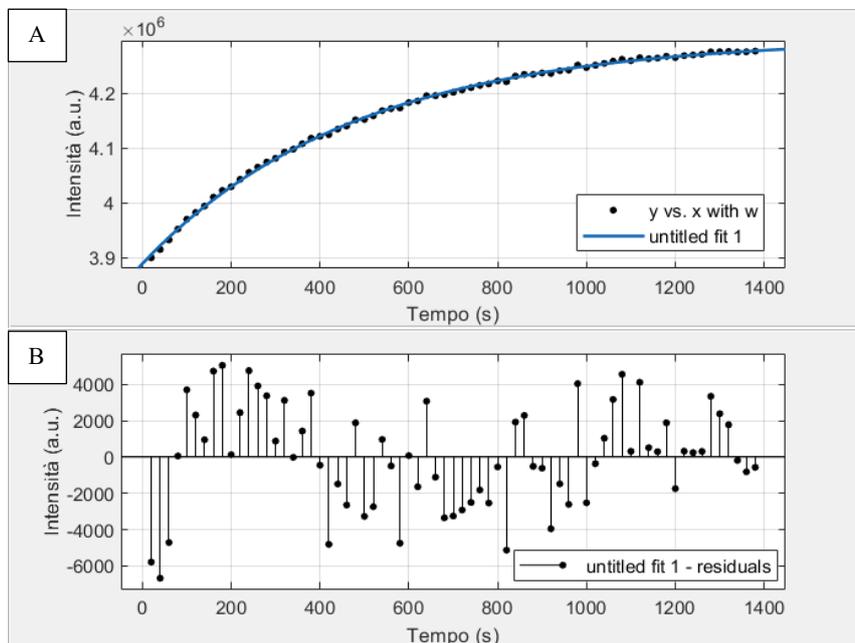


Grafico 16: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 720 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

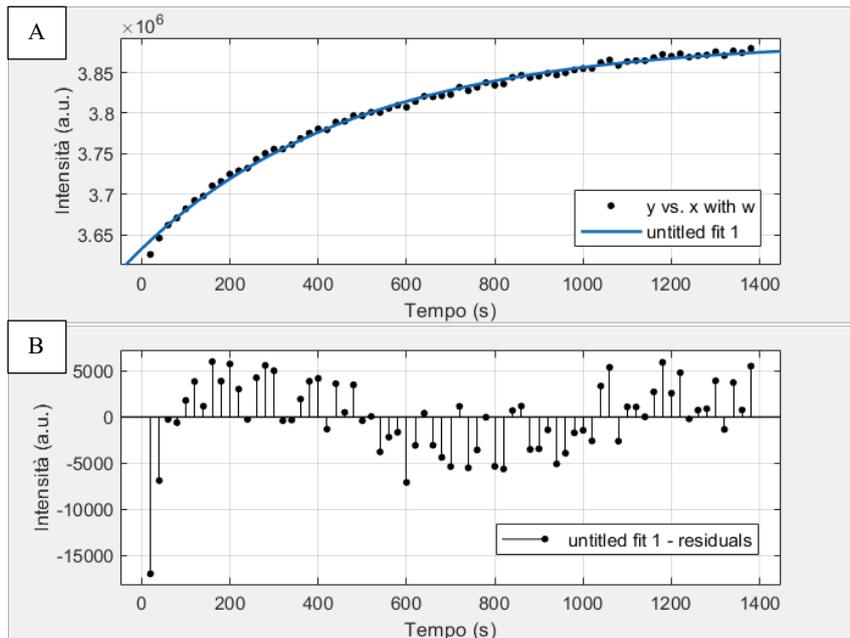


Grafico 17: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 740 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

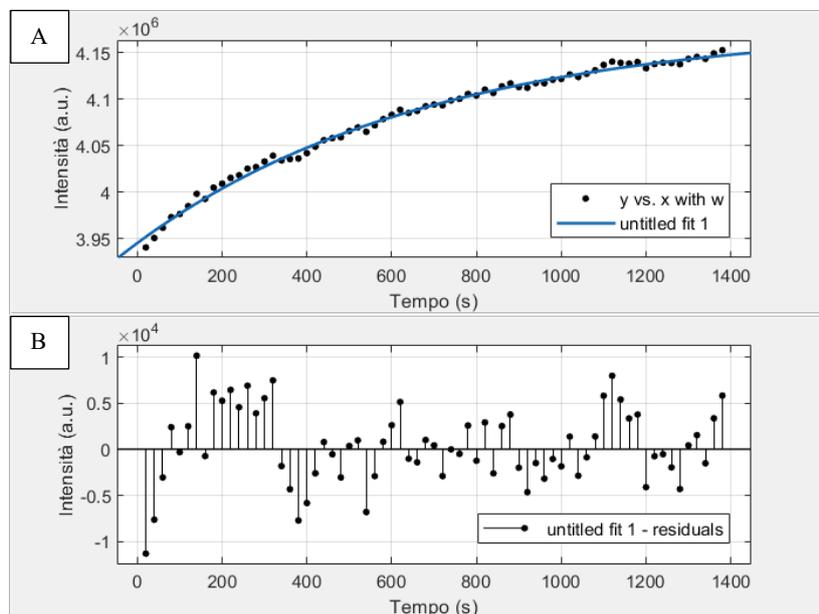


Grafico 18: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 760 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

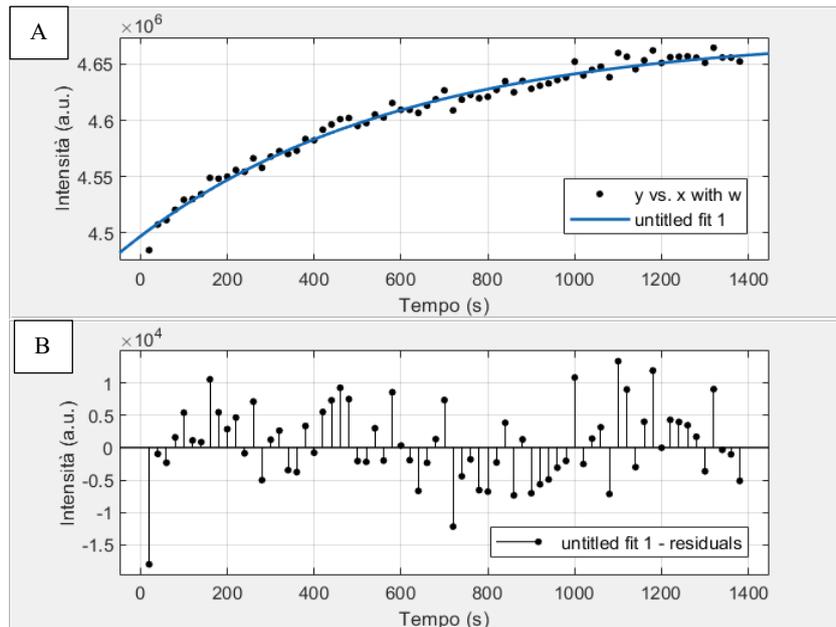


Grafico 19: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 780 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

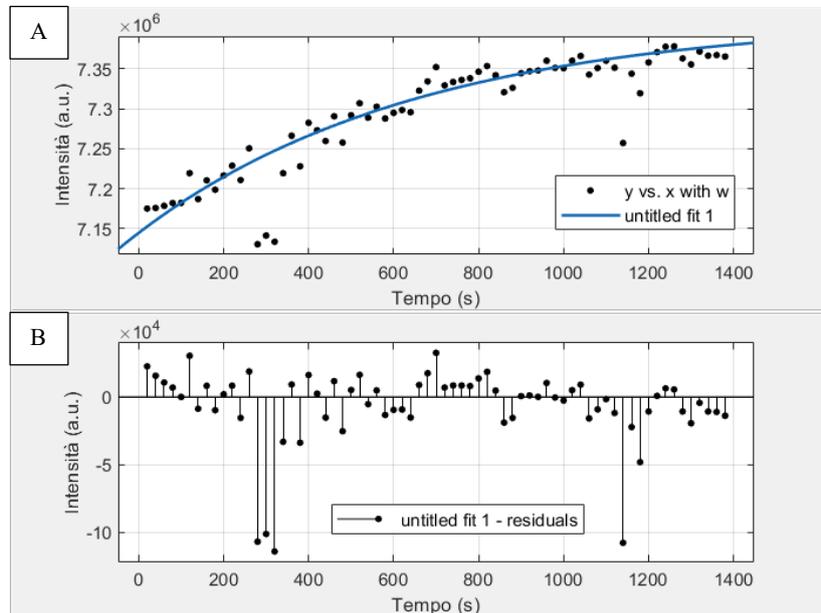


Grafico 20: **A.** Deattivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 800 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (4). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

Successivamente gli intervalli di confidenza (al 95%) relativi ai parametri dei fit sono stati inseriti in un foglio Excel per calcolarne gli errori e il tempo di rilassamento.

Nella tabella 1 i coefficienti della funzione sono stati riportati insieme al valore massimo relativo ad un intervallo di confidenza del 95%. È stato quindi calcolato l'errore su ciascun parametro attraverso la formula:

$$errore = \frac{coef_{max} - coef}{t \text{ di student}} \quad (5)$$

dove il valore della distribuzione t di student per il numero dei gradi di libertà del fit (= numero delle misure - 3) è pari a 2.

Tabella 1: Coefficienti della funzione (4), valore massimo degli stessi e i relativi errori.

λ	a [a.u.]	err [a.u.]	a max [a.u.]	b [a.u.]	err [a.u.]	b max [a.u.]	c [s ⁻¹]	err [s ⁻¹]	c max [s ⁻¹]
420 nm	4133000	86146	4305000	370300	74977	520000	0,000919	0,000387	0,001692
440 nm	2467000	1503	2470000	223600	2905	229400	0,003322	0,000099	0,003519
460nm	2467000	1002	2469000	305300	1653	308600	0,002552	0,000040	0,002631
480 nm	2736000	1503	2739000	550100	2003	554100	0,002342	0,000026	0,002394
500 nm	3156000	2504	3161000	765500	2404	770300	0,002148	0,000021	0,002190
520 nm	2885000	1503	2888000	661000	1703	664400	0,002129	0,000018	0,002164
540 nm	2458000	1002	2460000	214200	51588	317200	0,002625	0,000035	0,002694
560 nm	2540000	13523	2567000	393400	14074	421500	0,002170	0,000243	0,002656
580 nm	2604000	1002	2606000	354200	1553	357300	0,002617	0,000025	0,002666
600 nm	3099000	1503	3102000	524300	2304	528900	0,002503	0,000032	0,002566
620 nm	3038000	1503	3041000	508600	1653	511900	0,002270	0,000022	0,002314
640 nm	2862000	1002	2864000	484300	1402	487100	0,002285	0,000020	0,002325
660 nm	3145000	2003	3149000	475000	1703	478400	0,002173	0,000024	0,002221
680 nm	3479000	1503	3482000	524100	1553	527200	0,002245	0,000021	0,002287
700 nm	3723000	10518	3744000	404700	13373	431400	0,002511	0,000236	0,002982
720 nm	4301000	1503	4304000	411400	1402	414200	0,002088	0,000023	0,002133
740 nm	3889000	9516	3908000	256800	8965	274700	0,002051	0,000230	0,002510
760 nm	4178000	4007	4186000	233300	3055	239400	0,001449	0,000056	0,001561
780 nm	4676000	4508	4685000	179000	3506	186000	0,001640	0,000103	0,001845
800 nm	7412000	8514	7429000	267900	6711	281300	0,001517	0,000116	0,001749

Dal coefficiente c attraverso la formula:

$$\tau = \frac{1}{c} \quad (6)$$

si è ricavato il tempo di rilassamento (τ) di ciascuna lunghezza d'onda ed è stato poi trasformato in minuti (tabella 2).

L'errore di τ è stato calcolato con:

$$err_{\tau} = \tau \cdot \frac{err_c}{c} \quad (7)$$

e trasformato in minuti.

Tabella 2: Tempo di rilassamento in secondi e minuti con il relativo errore

λ	$\tau=1/c$ [s]	τ err [s]	τ [min]	τ err [min]
420 nm	1088,73	459,21	18,15	7,65
440 nm	301,02	8,94	5,02	0,15
460nm	391,85	6,08	6,53	0,10
480 nm	426,99	4,75	7,12	0,08
500 nm	465,55	4,56	7,76	0,08
520 nm	469,70	3,87	7,83	0,06
540 nm	380,95	5,02	6,35	0,08
560 nm	460,83	51,69	7,68	0,86
580 nm	382,12	3,58	6,37	0,06
600 nm	399,52	5,04	6,66	0,08
620 nm	440,53	4,28	7,34	0,07
640 nm	437,64	3,84	7,29	0,06
660 nm	460,19	5,09	7,67	0,08
680 nm	445,43	4,17	7,42	0,07
700 nm	398,25	37,41	6,64	0,62
720 nm	478,93	5,17	7,98	0,09
740 nm	487,57	54,65	8,13	0,91
760 nm	690,13	26,72	11,50	0,45
780 nm	609,76	38,17	10,16	0,64
800 nm	659,20	50,49	10,99	0,84

È stata calcolata poi una media ponderata dei 20 valori del tempo di rilassamento in minuti usando la formula:

$$\bar{\tau} = \frac{(\sum_{i=1}^n \frac{\tau_i}{\sigma_i^2})}{(\sum_{i=1}^n \frac{1}{\sigma_i^2})} \quad (8)$$

e il suo errore:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{\sum_{i=1}^n \frac{1}{\sigma_i^2}}} \quad (9)$$

Lo stesso processo si effettua per l'attivazione, nello specifico per la lunghezza d'onda dei 600 nm.

Una volta inserite le due colonne di dati su Matlab come descritto per la deattivazione, nell'opzione Custom Equation si scrive la funzione:

$$y = a + b \cdot e^{-c \cdot x} + d \cdot e^{-e \cdot x} \quad (10)$$

per ottenere un buon fit dei dati. (grafico 21)

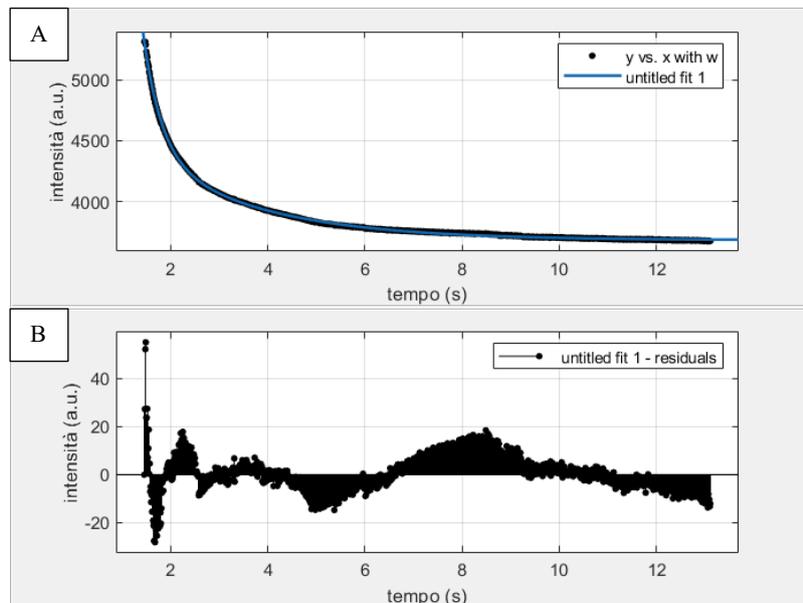


Grafico 21: **A.** Attivazione della LAC fotocromatica: intensità luminosa della lunghezza d'onda 700 nm misurata dalla fotocamera in funzione del tempo: dati sperimentali e curva di fit (in blu) utilizzando l'equazione (10). **B.** Analisi grafica dei residui della curva di deattivazione.

Analogamente alla deattivazione sono stati ricavati il tempo di rilassamento e gli errori.

Tabella 3: Coefficienti della funzione (10), valori massimi degli stessi e i relativi errori.

a [a.u.]	err [a.u.]	a max [a.u.]
3686	0	3686
b [a.u.]	err [a.u.]	b max [a.u.]
46350	318	47170
c [s ⁻¹]	err [s ⁻¹]	c max [s ⁻¹]
2,684	0,005	2,696
d [a.u.]	err [a.u.]	d max [a.u.]
1302	3	1309
e [s ⁻¹]	err [s ⁻¹]	e max [s ⁻¹]
0,421	0,001	0,422

Tabella 4: Tempo di rilassamento in secondi e minuti con il relativo errore.

$\tau=1/c$ [s]	τ err [s]
0,373	0,001
$\tau=1/e$ [s]	τ err [s]
2,378	0,003
τ_{tot} [s]	τ err [s]
2,751	0,004

dove il valore della distribuzione t di student per il numero dei gradi di libertà del fit è pari a 3.

3.1.4 Discussione dei risultati

Dai grafici della deattivazione sopra riportati, si può notare come i punti siano distribuiti uniformemente lungo la curva data dalla funzione (4). Questo indica che per ogni lunghezza d'onda la trasmittanza assume un andamento esponenziale crescente: quando la lente a contatto è completamente attivata dalla sorgente UV, l'intensità del laser che la fotocamera riesce a captare cresce esponenzialmente in funzione del tempo fino a quando la lente diventa completamente trasparente.

Una considerazione da fare guardando i grafici è che per le lunghezze d'onda più basse (420 e 440 nm) e per quelle più alte (760, 780 e 800 nm) la funzione (4) non riesce a

fittare con precisione i punti. La motivazione per le basse lunghezze d'onda è che la potenza del laser diminuisce sensibilmente e diventa instabile, non garantendo delle misure affidabili. Ad alte lunghezze d'onda invece la variazione di trasmittanza della LAC in funzione del tempo è minore.

Nonostante ciò i dati ottenuti confermano che la lente a contatto fotocromatica, quando attivata, ha una trasmittanza minore rispetto a quando la lente è deactivated.

Il tempo di rilassamento è una stima del tempo che intercorre tra lo stato attivato della lente a contatto e quello deactivated. Nello specifico, è il tempo relativo ad una variazione dell'ordine di $1/e$. Nello studio è stato calcolato per ogni lunghezza d'onda e si può notare come per la 420 nm il tempo sia molto elevato. Anche per le 760, 780 e 800 nm non si ha un tempo coerente con le altre lunghezze d'onda. Come detto precedentemente, la causa è l'instabilità del laser per le più basse lunghezze d'onda e la minore trasmittanza per le più alte. Ad ogni modo è stata calcolata la media pesata del tempo di rilassamento che risulta $7,17 \pm 0,02$ minuti.

Per quanto riguarda l'attivazione, dal grafico 21A si può vedere come la curva segua perfettamente la distribuzione dei punti, dimostrando che la funzione (10) descrive molto bene come varia l'intensità luminosa nel tempo durante l'attivazione della lente. Inoltre nel grafico 21B i residui sono distribuiti in maniera omogenea intorno allo zero, evidenziando l'ottimale fit della funzione.

Si presuppone che, come per la deactivated, le altre lunghezze d'onda abbiano lo stesso fit di quella presa in esame in questo studio.

3.1.5 Protocollo dello spettro di trasmissione

Per analizzare lo spettro di trasmissione sono stati presi i valori di trasmittanza di ogni lunghezza d'onda nelle seguenti condizioni:

1. Laser spento (rumore)
2. Laser acceso (senza vetri)
3. Laser acceso con la fisiologica tra i due vetri nel portafiltro (vetri + fisiologica)
4. Laser acceso con lente attivata tra i vetri (LAC attivata)
5. Laser acceso con lente disattivata tra i vetri (LAC disattivata)

Tabella 5: Valori della trasmittanza spettrale ottenute nelle condizioni specificate e i relativi errori.

λ	Rumore [a.u.]	Senza vetri [a.u.]	Vetri e fisiologica (v+f) [a.u.]	Errore v+f [a.u.]	LAC attivata [a.u.]	Errore LAC att [a.u.]	LAC disattivata [a.u.]	Errore LAC deatt [a.u.]
420 nm	3988447,00	4884599,00	4851519,00	2202,62	4459436,00	2111,74	4720348,00	2172,64
440 nm	1849667,00	2617852,00	2571371,00	1603,55	2115275,00	1454,40	2467104,00	1570,70
460 nm	1850806,00	2624179,00	2556245,00	1598,83	2003863,00	1415,58	2433634,00	1560,01
480 nm	1849681,00	2969916,00	2885356,00	1698,63	1958323,00	1399,40	2687410,00	1639,33
500 nm	1849701,00	3493250,00	3379354,00	1838,30	1947970,00	1395,70	3093414,00	1758,81
520 nm	1849438,00	3115184,00	3036016,00	1742,42	1902150,00	1379,18	2805720,00	1675,03
540 nm	1849358,00	2675558,00	2611913,00	1616,14	1901479,00	1378,94	2478780,00	1574,41
560 nm	1849136,00	2675558,00	2625310,00	1620,28	1931258,00	1389,70	2493303,00	1579,02
580 nm	1849269,00	2884166,00	2808253,00	1675,78	1973174,00	1404,70	2638166,00	1624,24
600 nm	1849370,00	3487073,00	3373335,00	1836,66	2079348,00	1441,99	3109659,00	1763,42
620 nm	1849149,00	3443923,00	3334747,00	1826,13	2128674,00	1459,00	3088619,00	1757,45
640 nm	1849194,00	3180918,00	3103737,00	1761,74	2127766,00	1458,69	2888803,00	1699,65
660 nm	1849130,00	3534752,00	3433013,00	1852,84	2244098,00	1498,03	3174351,00	1781,67
680 nm	1849235,00	3751936,00	3622490,00	1903,28	2407296,00	1551,55	3353998,00	1831,39
700 nm	1849461,00	4214684,00	4058601,00	2014,60	2730260,00	1652,35	3721795,00	1929,20
720 nm	1850489,00	4503269,00	4345256,00	2084,53	3152706,00	1775,59	3965138,00	1991,27
740 nm	1851736,00	4379338,00	4217930,00	2053,76	3319182,00	1821,86	3875728,00	1968,69
760 nm	1851555,00	4611203,00	4436786,00	2106,37	3645667,00	1909,36	4028298,00	2007,06
780 nm	1851502,00	5109562,00	4923980,00	2219,00	4155124,00	2038,41	4430123,00	2104,79
800 nm	1849930,00	7968489,00	7620973,00	2760,61	6558916,00	2561,04	6827110,00	2612,87

3.1.6 Analisi

I dati in tabella 5 sono stati presi per ricavare la trasmittanza spettrale (T) esclusivamente della lente a contatto.

Prima però sono stati calcolati gli errori relativi all'intensità integrata della ROI attraverso la formula:

$$\sigma_{I_k} = \sqrt{I_k} \quad (11)$$

Dove I_k corrisponde ai valori dell'intensità misurate per ogni lunghezza d'onda nelle k situazioni: laser acceso con la fisiologica tra i due vetrini nel portafiltro (vetrini + fisiologica), laser acceso con lente attivata tra i vetrini (LAC attivata) e laser acceso con lente disattivata tra i vetrini (LAC disattivata).

È stata poi calcolata la trasmittanza quando la lente è attivata usando la formula:

$$T_{attivazione} = \frac{T_{LAC\ attivata}}{T_{vetrini\ e\ fisiologica}} \quad (12)$$

invece per la disattivazione si è utilizzata:

$$T_{disattivazione} = \frac{T_{LAC\ disattivata}}{T_{vetrini\ e\ fisiologica}} \quad (13)$$

Per le grandezze derivate dalle formule (12) e (13) per calcolare l'errore è stata usata la formula della propagazione degli errori:

$$\sigma_{T_{attivazione}} = T_{attivazione} \sqrt{\frac{(\sigma_{T_{LAC\ attivata}})^2}{(T_{LAC\ attivata})^2} + \frac{(\sigma_{T_{vetrini\ e\ fisiologica}})^2}{(T_{vetrini\ e\ fisiologica})^2}} \quad (14)$$

$$\sigma_{T_{disattivazione}} = T_{disattivazione} \sqrt{\frac{(\sigma_{T_{LAC\ disattivata}})^2}{(T_{LAC\ disattivata})^2} + \frac{(\sigma_{T_{vetrini\ e\ fisiologica}})^2}{(T_{vetrini\ e\ fisiologica})^2}} \quad (15)$$

Tabella 6: Trasmittanza spettrale effettiva della lente a contatto fotocromatica con i relativi errori.

λ	T attivazione [a.u.]	Errore T attivazione [a.u.]	T deattivazione [a.u.]	Errore T deattivazione [a.u.]
420 nm	0,5457	0,0004	0,8480	0,0005
440 nm	0,3680	0,0003	0,8555	0,0008
460 nm	0,2170	0,0002	0,8262	0,0007
480 nm	0,1049	0,0001	0,8089	0,0007
500 nm	0,0642	0,0001	0,8131	0,0006
520 nm	0,0444	0,0001	0,8059	0,0007
540 nm	0,0684	0,0001	0,8254	0,0007
560 nm	0,1058	0,0001	0,8299	0,0007
580 nm	0,1292	0,0001	0,8226	0,0007
600 nm	0,1509	0,0001	0,8270	0,0007
620 nm	0,1882	0,0002	0,8343	0,0007
640 nm	0,2221	0,0002	0,8287	0,0007
660 nm	0,2494	0,0002	0,8367	0,0007
680 nm	0,3147	0,0003	0,8486	0,0006
700 nm	0,3987	0,0003	0,8475	0,0006
720 nm	0,5220	0,0004	0,8476	0,0006
740 nm	0,6202	0,0005	0,8554	0,0006
760 nm	0,6940	0,0005	0,8420	0,0006
780 nm	0,7498	0,0005	0,8393	0,0006
800 nm	0,8160	0,0004	0,8624	0,0005

I risultati sono stati riportati nel grafico 22.

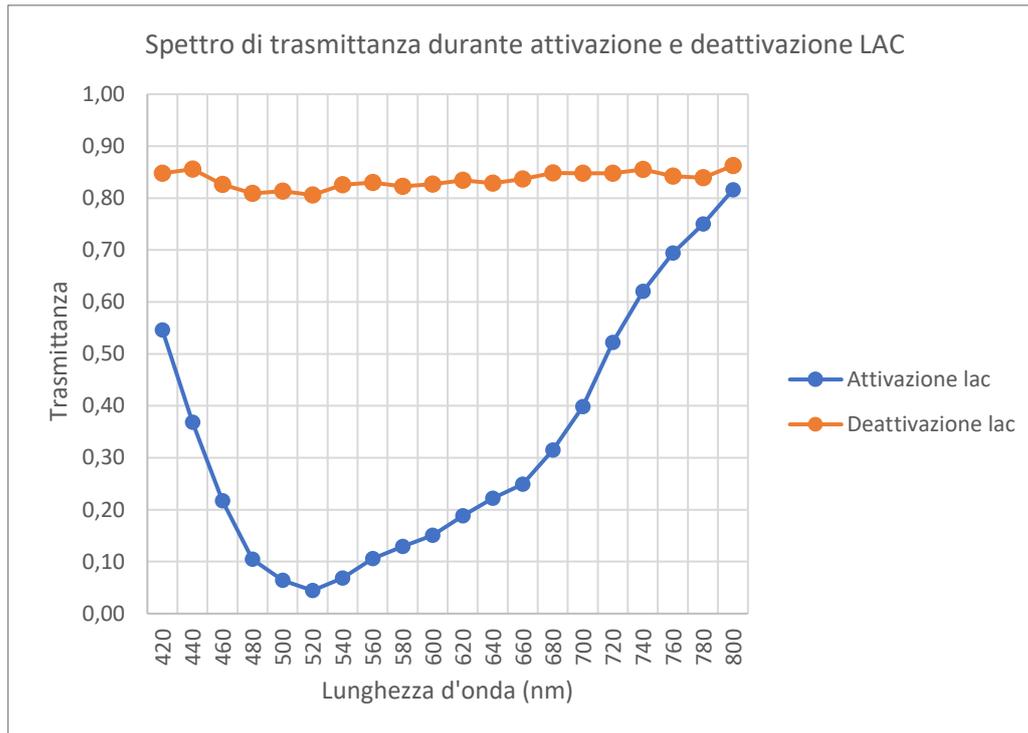


Grafico 22: Spettro di trasmittanza della lente a contatto fotocromatica nel range di 420 nm a 800 nm.

3.1.7 Discussione dei risultati

Come si evince dal Grafico 22 quando è deattivata la lente a contatto ha un massimo di 86% di trasmissione e un minimo di 81%. Ha una trasmittanza maggiore per le lunghezze d'onda al limite superiore dello spettro visibile, in linea con gli studi effettuati dall'azienda produttrice.⁴¹

Tuttavia per le lunghezze d'onda 420 nm e 440 nm la trasmittanza sembra essere superiore rispetto ai dati presi di riferimento dalla Figura 17.

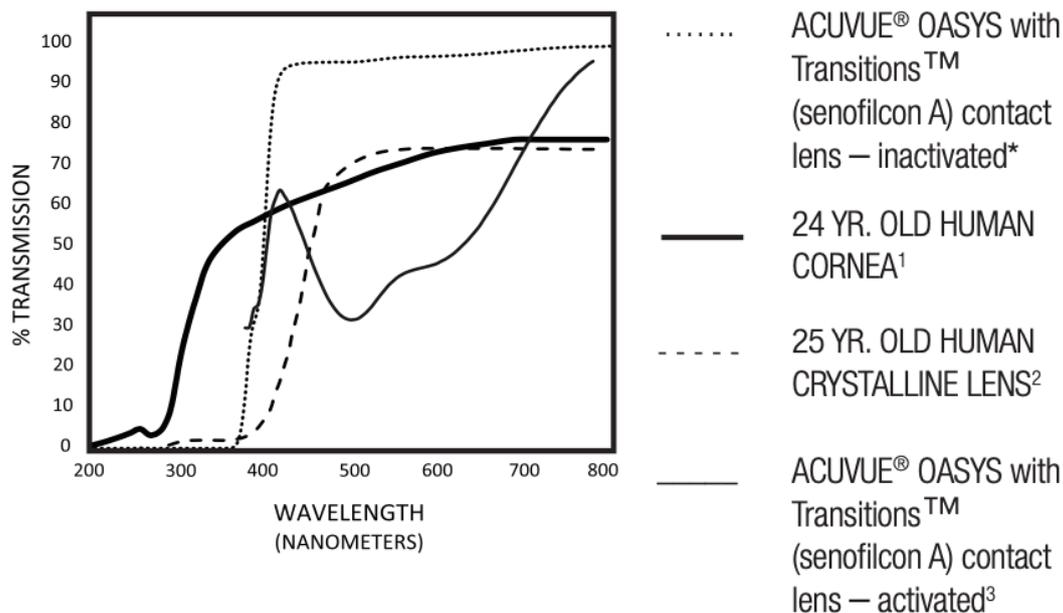


Figura 17: Spettro di trasmissione della lente a contatto fotocromatica presente nel foglietto illustrativo. ⁴¹

Come per i dati ottenuti nel protocollo di deattivazione, si è potuto notare come per queste due lunghezze d'onda i dati non siano accurati come per le altre lunghezze d'onda a causa di una bassa stabilità del laser.

Anche la curva di attivazione mostra delle differenze rispetto alla figura 17: infatti se per il produttore la trasmittanza minima è 23%, nello studio risulta molto più bassa (4%).

Una spiegazione può essere data dall'influenza dello spessore della lente ⁵²: infatti la lente utilizzata nello studio ha una refrazione di -1,00 D, diversamente per lo studio controllo è stata utilizzata una lente con refrazione -0,25 D. Inoltre dipende dallo stato di attivazione della lente.

Ad ogni modo questi risultati sono coerenti con i dati presenti nel foglietto illustrativo della lente a contatto fotocromatica e anche con altri studi che hanno effettuato lo spettro di trasmissione della lente. ^{4, 41, 48,}

Nello specifico confrontando il grafico 22 e la figura 17, si riconosce in entrambi un andamento lineare per lo spettro di trasmittanza della deattivazione, anche se i valori di trasmittanza della figura 17 sono maggiori rispetto ai dati dello studio. Ad ogni modo la lente garantisce una buona quantità di trasmittanza per una visione ottimale. Per l'attivazione invece si può notare come dai dati ottenuti dalla casa produttrice ci sia un "andamento a U" con una variazione di concavità nella parte centrale della curva con una successiva convessità in corrispondenza dei 640 nm circa. Anche se nella figura 17 la concavità è maggiormente evidenziata, anche il grafico ottenuto dallo studio evidenzia questo andamento, ottenendo per di più valori minori di trasmittanza per tutte le lunghezze d'onda.

3.2 Test visivi

Il metodo tradizionalmente usato per quantificare la funzione visiva è l'acuità visiva, ossia la misura della capacità di discriminare due stimoli separati nello spazio ad alto contrasto. Clinicamente al paziente viene chiesto di discriminare lettere con un angolo visivo noto, sotteso al punto nodale dell'occhio. L'acuità visiva (AV) dunque è rappresentata da due principali unità di misura: dal reciproco del minimo angolo di risoluzione (MAR), quindi una piccola dimensione delle lettere risolte ad una data distanza e ad alto contrasto (decimi) e dal logaritmo decimale dello stesso MAR (logMAR).⁴⁹

Un'altra misura della funzione visiva è la sensibilità al contrasto (SC). Si definisce contrasto la misura della differenza di luminanza tra due zone adiacenti, per esempio di un oggetto e il suo sfondo. Più precisamente nel caso di un pattern periodico come un

reticolo si definisce il contrasto dalla legge di Michelson:

$$C = 100\% \cdot \frac{L_{max}-L_{min}}{L_{max}+L_{min}} \quad (16)$$

dove, L_{max} e L_{min} indicano la luminanza minima e massima di un reticolo. Se invece, lo stimolo è un simbolo luminosa o scuro su uno sfondo, il contrasto si definisce con la seguente relazione di Weber:

$$C = 100\% \cdot \frac{L_{max}-L_{min}}{L_{max}} \quad (17)$$

La sensibilità al contrasto è la capacità dell'apparato visivo di discriminare livelli diversi di luminanza e risulta estremamente importante sia per la definizione dei contorni di un oggetto sia per la discriminazione dello stesso dallo sfondo. Una unità di misura utilizzata è il logCS che corrisponde al logaritmo della sensibilità al contrasto.

3.2.1 Set up sperimentale

Gli strumenti utilizzati per questa seconda parte dello studio sono stati il laptop HP Pavillon, nel quale è installato il programma FrACT3.10.5, l'esposimetro UV e la lente a contatto fotocromatica.

Il software utilizza metodi psicometrici combinati all'anti-aliasing per la valutazione automatizzata dei test come l'acuità visiva e la sensibilità al contrasto. La progressione degli ottotipi si basa su un metodo psicofisico chiamato "Best PEST" (miglior stima dei parametri mediante test sequenziali) che è in grado di ridurre il numero di misure necessarie per raggiungere un buon livello di accuratezza del risultato. Queste tecniche

PEST si servono delle risposte corrette o errate date durante il test per ottenere la soglia di ogni individuo più verosimile. ⁵⁰

È stato usato anche un esposimetro UV, utilizzato per misurare le radiazioni UV durante l'attivazione nei test visivi. È composto da una scheda Arduino UNO Rev3, un display (OLED 0.96" 128×64 -SSD1306), il sensore UV (ML8511 GYML8511, sensibile al range UV da 280 a 390 nm), una breadboard e i cavi jumper. (Figura 18)

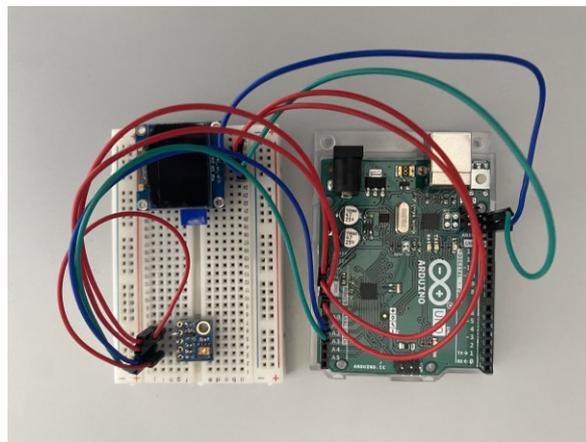


Figura 18: Esposimetro UV, sensore ML8511 GYML8511 con display OLED 0.96" 128×64 -SSD1306, controllati mediante scheda ARDUINO UNO Rev3.

3.2.2 Protocollo valutazione test visivi

Per questa parte dello studio sono stati scelti 10 soggetti, nello specifico 5 maschi e 5 femmine con un'età compresa tra i 22 anni e i 57 anni.

In tabella 7 sono riportate le refrazioni delle lenti a contatto fotocromatiche che i soggetti hanno indossato per effettuare i test visivi.

Tabella 7: Refrazione delle lenti a contatto applicate ai 10 soggetti.

	GM	MF	M	MM	GR	ES	FK	LK	D	AF
OD	sf -0,25	sf +8,00	sf -0,25	sf -0,25	sf -0,25	sf -0,25	sf -4,50	sf -0,25	sf -4,50	sf -0,25
OS	sf -0,25	sf +5,00	sf -0,25	sf -0,25	sf -0,25	sf -0,25	sf -4,50	sf -0,25	sf -4,50	sf -0,25

La procedura prevede il posizionamento dello schermo del PC a 3 m da dove il soggetto si siederà per svolgere il test. Nella stanza erano state chiuse le finestre per simulare una condizione limite in assenza di luce UV ambientale che nella quotidianità può accadere.

Prima dell'esecuzione nelle impostazioni si era stabilito di proporre 15 trial per ogni test con un tempo massimo di 4 secondi, cosicché durasse al massimo 1 minuto.

In primo luogo sono state attivate le lenti a contatto fotocromatiche con la penna laser UV all'interno del loro blister; una volta attivate devono essere indossate dai partecipanti e a questo punto è possibile iniziare il test.

È stato svolto un test al minuto per 20 minuti sia per l'acuità visiva che per la sensibilità al contrasto. All'avvio di ogni batteria di test il partecipante ha dovuto dire ad alta voce la lettera presentata dal software sullo schermo del PC. L'operatore aveva il compito di premere sulla tastiera del PC la lettera indicata dal soggetto.

Per la valutazione di AV sono state utilizzate le lettere di Sloan, per la SC le C di Landolt. Il risultato delle performance visive dei soggetti è stato calcolato dal software sulla base delle risposte corrette o errate dei 15 trials presenti in ogni test. Le unità di misura dell'AV sono state registrate in logMAR e in decimi, mentre quelle della SC in logCS e in percentuale Weber.

Alla fine dello studio i partecipanti hanno svolto 3 volte l'acuità visiva e 3 volte la sensibilità al contrasto.

Per l'attivazione i test sono stati svolti all'aperto in tre diversi momenti della giornata: al mattino, a mezzogiorno e al pomeriggio. Le procedure sono analoghe alla deattivazione ma in questo caso sono state prese tre misure statiche per i tre orari prestabiliti, collegando al PC anche l'esposimetro per rilevare l'indice UV in quel momento.

Lo strumento è stato posizionato in due diversi orientamenti: rivolto in alto e parallelo allo schermo del PC. In questo modo si è potuto misurare l'effettivo UV che interagisce con l'occhio in posizione primaria.

3.2.3 Analisi

Ottenuti i dati, è stata condotta l'analisi nel programma di Excel per valutare se i test visivi e il tempo di deattivazione della lente sono correlati.

I grafici che seguono rappresentano le misure di acuità e sensibilità al contrasto effettuate durante la deattivazione della lente a contatto fotocromatica per ogni soggetto in funzione del tempo.

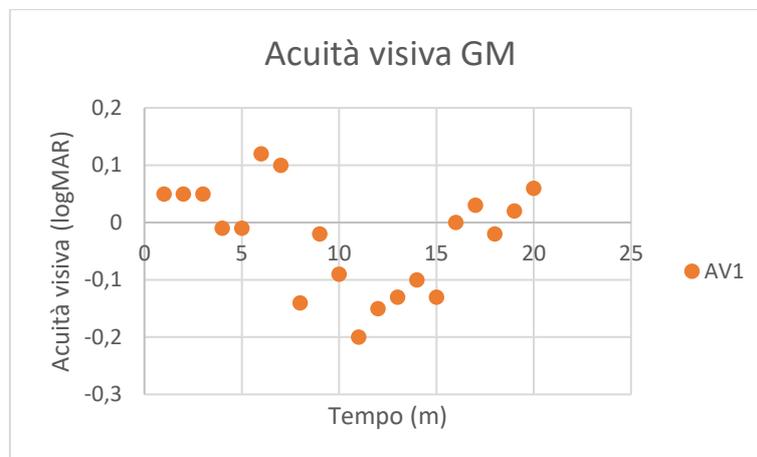


Grafico 23: Acuità visiva del soggetto GM.

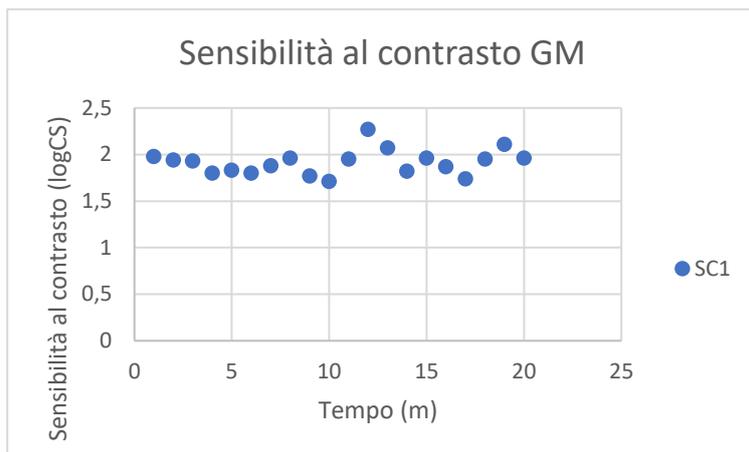


Grafico 24: Sensibilità al contrasto del soggetto GM.

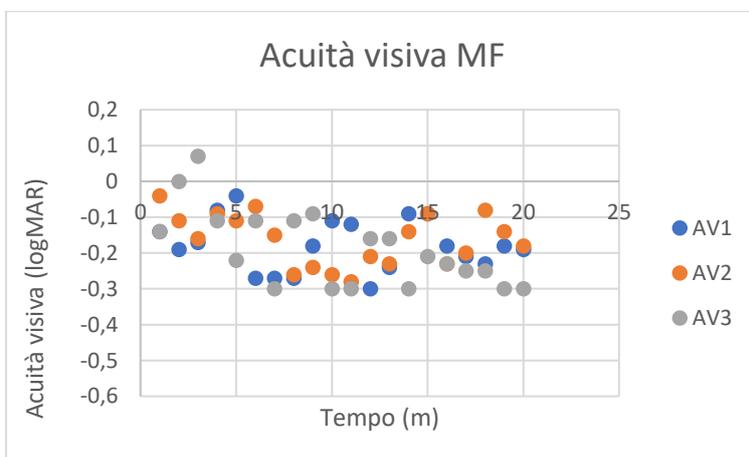


Grafico 25: Acuità visiva del soggetto MF.

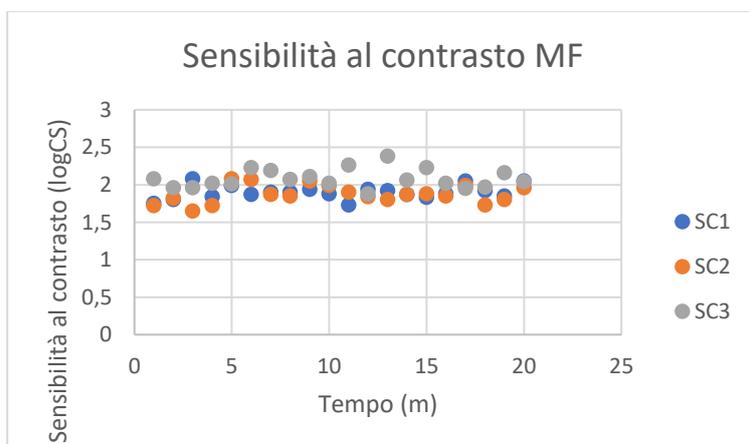


Grafico 26: Sensibilità al contrasto del soggetto MF.

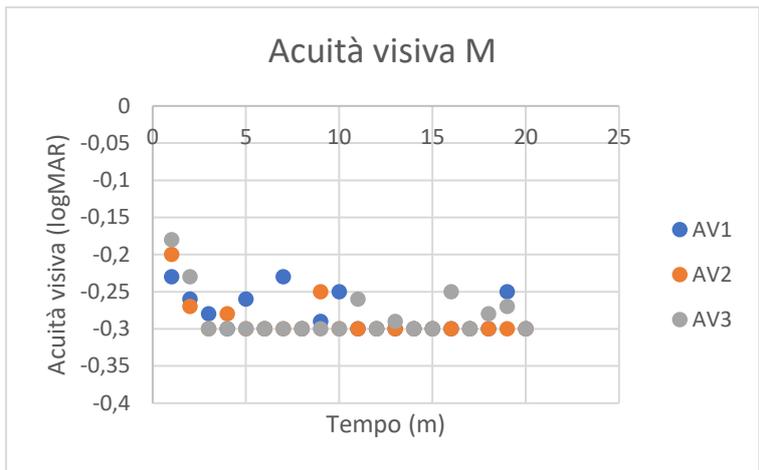


Grafico 27: Acuità visiva del soggetto M.

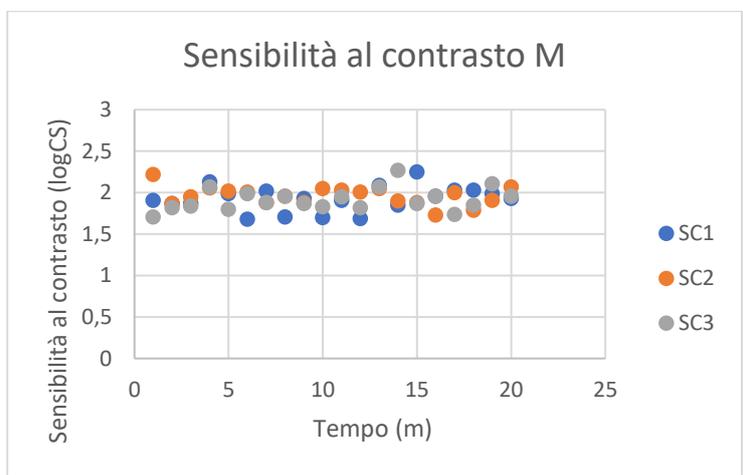


Grafico 28: Sensibilità al contrasto del soggetto M.

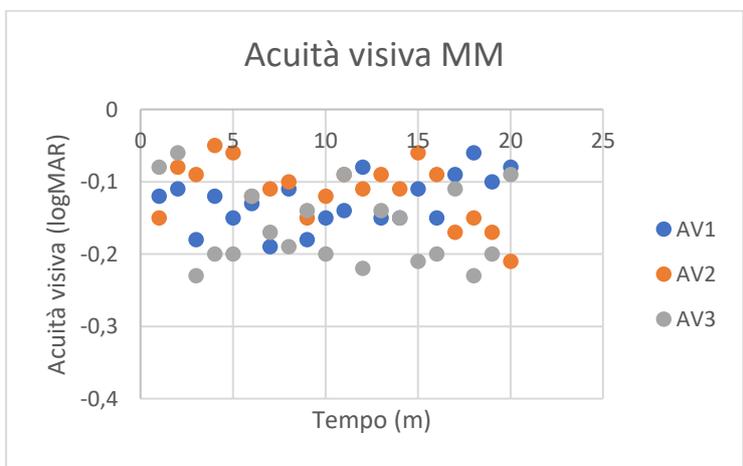


Grafico 29: Acuità visiva del soggetto MM.

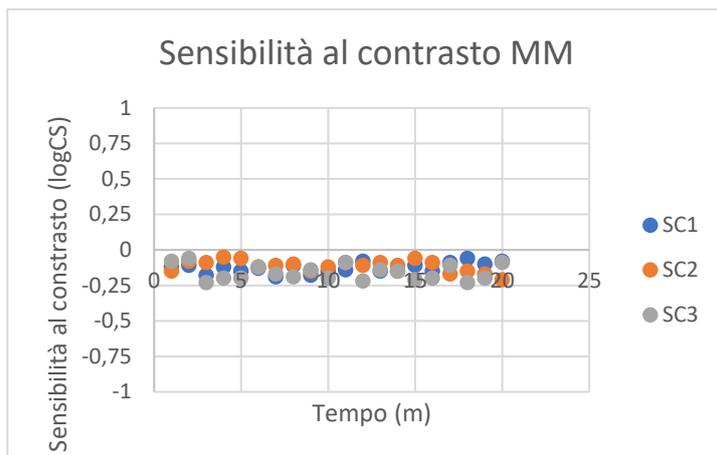


Grafico 30: Sensibilità al contrasto del soggetto MM.

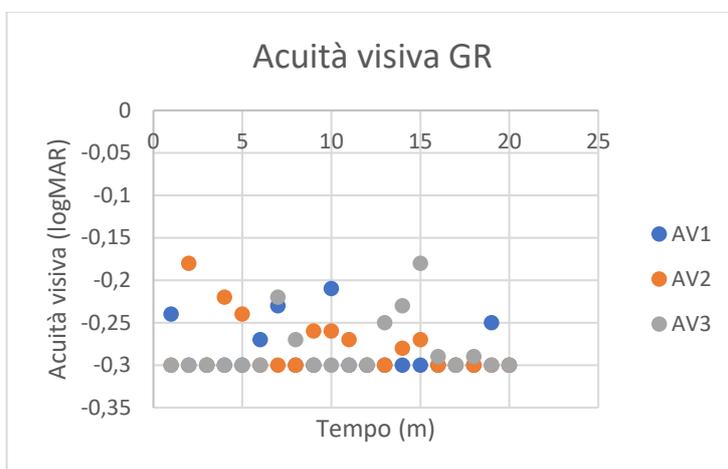


Grafico 31: Acuità visiva del soggetto GR.

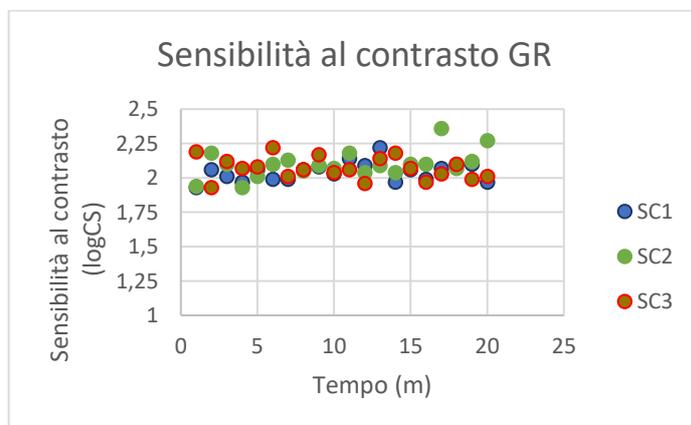


Grafico 32: Sensibilità al contrasto del soggetto GR.

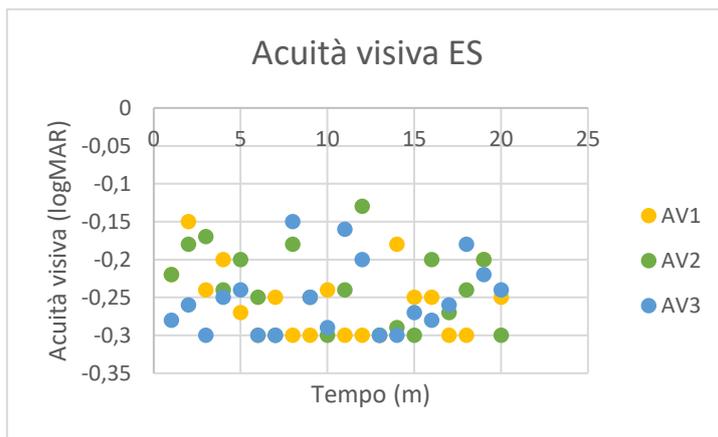


Grafico 33: Acuità visiva del soggetto ES.

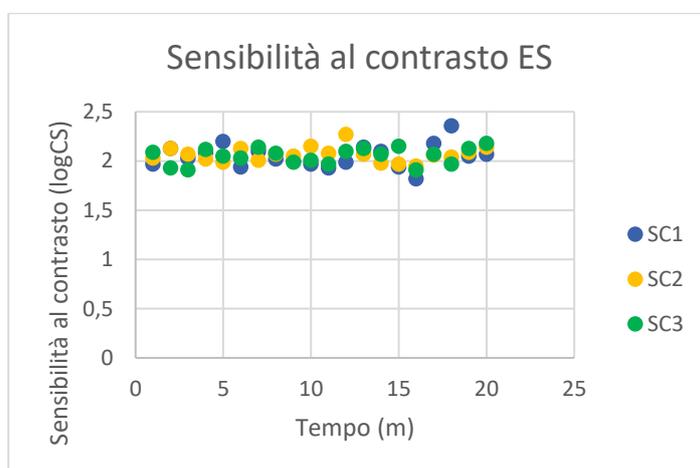


Grafico 34: Sensibilità al contrasto del soggetto ES.

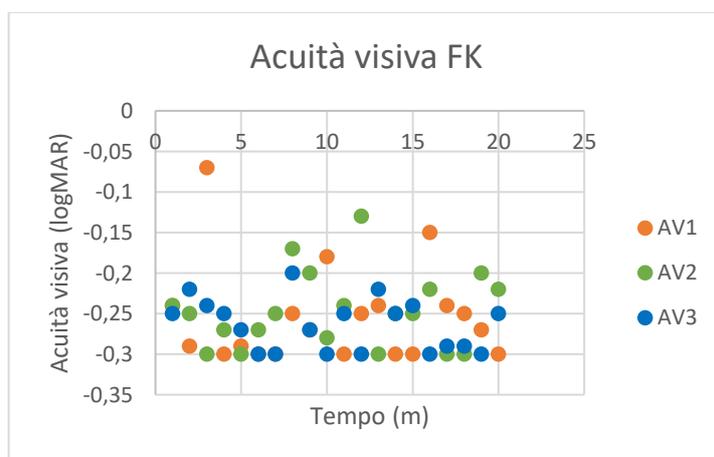


Grafico 35: Acuità visiva del soggetto FK.

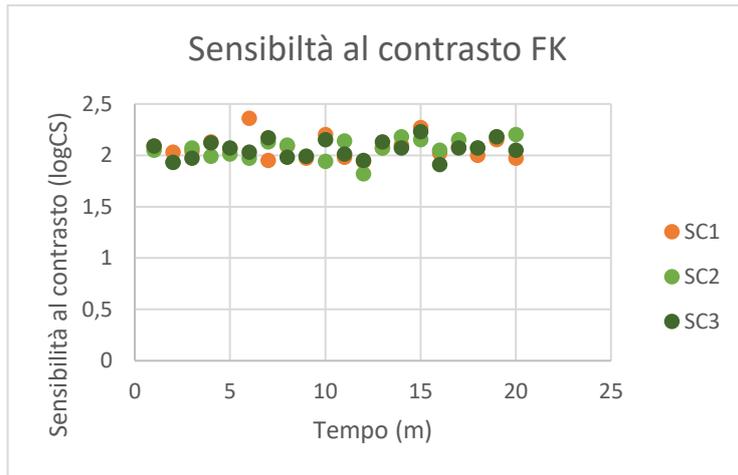


Grafico 36: Sensibilità al contrasto del soggetto FK.

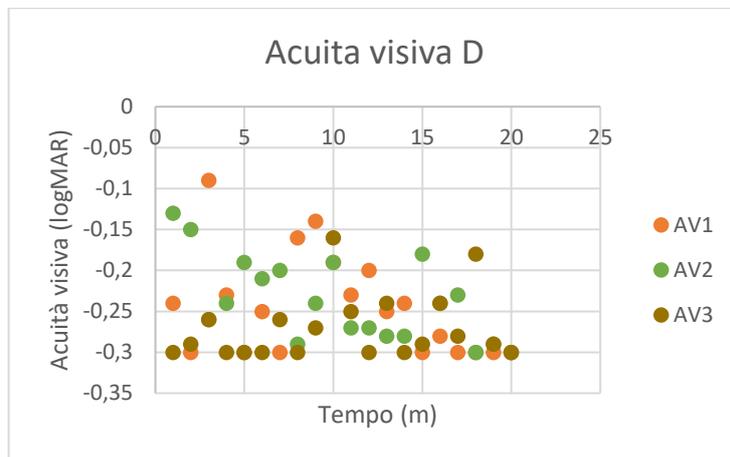


Grafico 37: Acuità visiva del soggetto D.

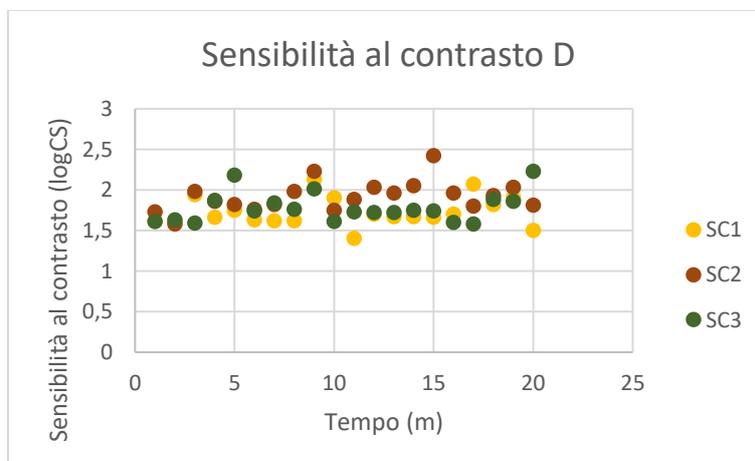


Grafico 38: Sensibilità al contrasto del soggetto D.

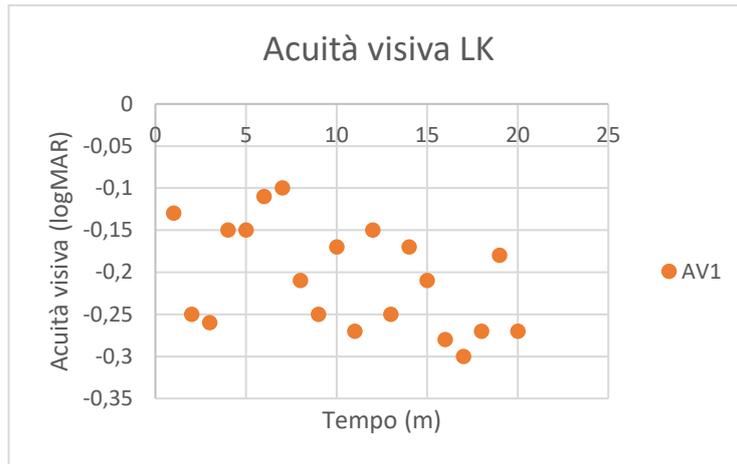


Grafico 39: Acuità visiva del soggetto LK.

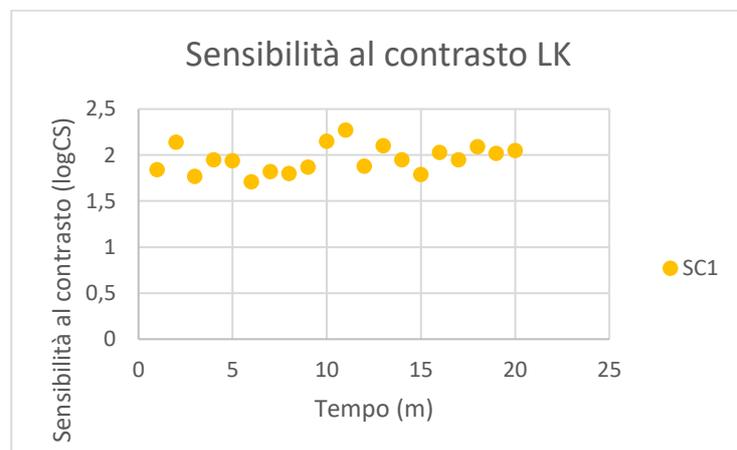


Grafico 40: Acuità visiva del soggetto LK.

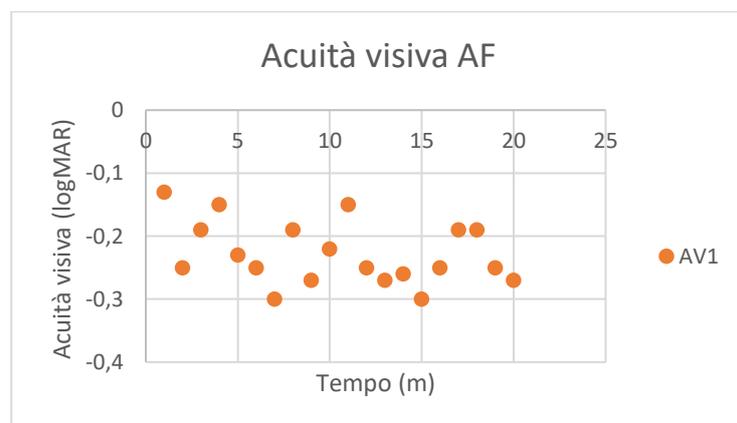


Grafico 41: Acuità visiva del soggetto AF.

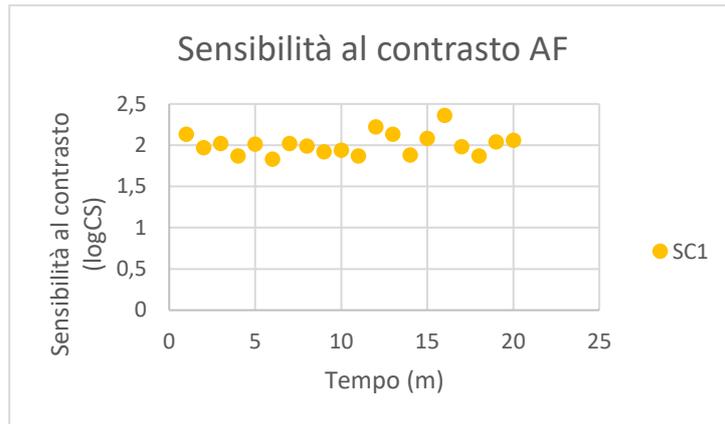


Grafico 42: Sensibilità al contrasto del soggetto AF.

Per i soggetti che hanno effettuato 3 volte lo stesso test per procedere con l'analisi è stata fatta la media aritmetica dei valori.

Per tutti i partecipanti è stata effettuata una correlazione lineare per vedere se le variabili, in questo caso i risultati dei test visivi e il tempo, esprimono una interdipendenza.

La correlazione lineare è una misura statistica che esprime la tendenza lineare di due variabili.

Il coefficiente di correlazione r è usato per quantificare la forza e la direzione del rapporto di una coppia di variabili. È dato dalla formula:

$$r = \frac{cov(x,y)}{\sqrt{var(x)} \cdot \sqrt{var(y)}} \quad (18)$$

dove $cov(x,y)$ è la covarianza di x e y ;

$var(x)$ è la varianza di x ;

$var(y)$ è la varianza di y .

La correlazione può assumere qualsiasi valore nell'intervallo $[-1, 1]$. Il segno del coefficiente di correlazione indica la direzione della relazione, mentre l'entità della correlazione indica la forza, nello specifico: quando il valore è -1 la relazione lineare è perfettamente negativa, se è 0 non ha nessuna relazione e se è $+1$ la relazione lineare è perfettamente positiva.⁵¹ La forza può essere valutata secondo queste linee guida generali:

- $0,1 < |r| < 0,3$ la correlazione è debole
- $0,3 < |r| < 0,5$ la correlazione è moderata
- $0,5 < |r| < 1$ la correlazione è forte.

In quanto alla attivazione, i dati raccolti sono stati graficati in funzione dell'indice UV acquisito con l'esposimetro UV. In questo caso viene riportato solo un caso esemplificativo.

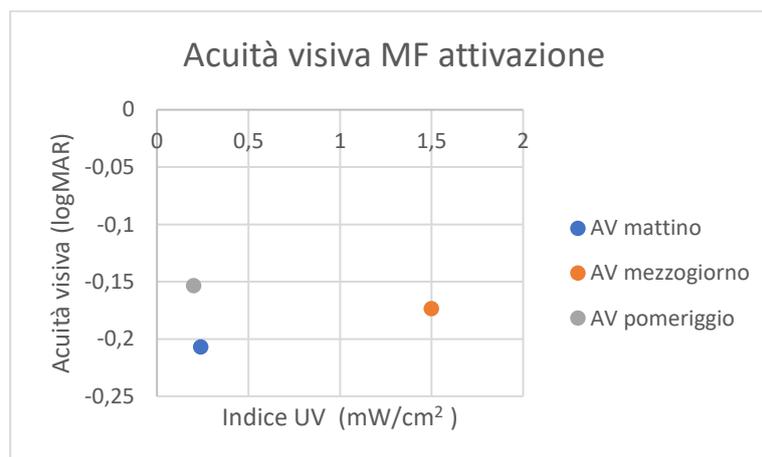


Grafico 43: Acuità visiva con lente attivata in funzione dell'indice UV.

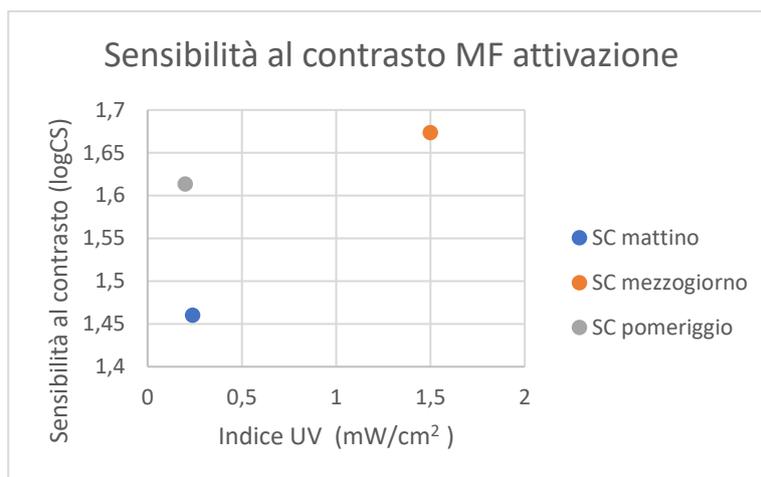


Grafico 44: Sensibilità al contrasto con lente attivata in funzione dell'indice UV.

3.2.4 Discussione dei risultati

In tabella 8 vengono raccolti i coefficienti di correlazione dei 10 soggetti:

Tabella 8: Coefficienti di correlazione r dei grafici di acuità visiva (AV) (LogMAR) in funzione del tempo (m) e di sensibilità al contrasto (SC) (logCS) in funzione del tempo (m) dei 10 partecipanti.

GM	MF	M	MM	GR	ES	FK	LK	D	AF
r AV	r AV	r AV	r AV	r AV	r AV				
-0,24	-0,65	-0,48	-0,22	-0,29	-0,2	-0,11	-0,45	-0,41	-0,53
r SC	r SC	r SC	r SC	r SC	r SC				
0,19	0,25	0,19	0,26	0,37	0,21	0,28	0,33	0,12	0,19

Come si può notare dalla tabella soprastante, i coefficienti di correlazione dell'acuità visiva assumono un valore negativo e vicino allo zero: in questo caso si può affermare che le variabili siano debolmente correlate per i soggetti GM, MM, GR, ES, FK, e per gli altri soggetti vi è una correlazione moderata. Inoltre le variabili sono inversamente correlate, quindi al crescere di una l'altra diminuisce.⁵¹ Per la sensibilità al contrasto le

variabili sono direttamente correlate e si ha una correlazione moderata solo per i soggetti GR e LK, per tutti gli altri si ha una correlazione debole.⁵¹

Da questi risultati si può dedurre che durante la deattivazione il tempo, quindi di conseguenza anche lo schiarimento della lente a contatto fotocromatica, influisce debolmente sull'acuità visiva e sulla sensibilità al contrasto, anche se la lente trasparente sembra dare una migliore AV e SC. Infatti l'inversione dei segni delle due correlazioni (che pare indicare correlazioni opposte) va attribuita alle scale: LogMAR rappresenta una migliore acuità con valori decrescenti; invece LogCS rappresenta migliore sensibilità al contrasto con valori crescenti.

Inoltre analizzando il Grafico 43, i dati raccolti hanno dimostrato il soggetto MF presenta una migliore AV al mattino rispetto agli altri due momenti della giornata. Al contrario per la sensibilità al contrasto, dove si è riscontrato che al mattino si ha una peggiore SC (Grafico 44).

I risultati per i diversi momenti della giornata ad ogni modo sono molto simili e questo può far ipotizzare che la lente, adattandosi in funzione della quantità di raggi UV, garantisce una visione pressoché equivalente nei vari momenti della giornata.

Conclusioni

Come già visto in precedenza, l'occhio umano è esposto continuamente e inevitabilmente alla luce solare, la quale comprende i raggi ultravioletti ritenuti fattori di rischio per l'insorgenza di patologie oculari. L'impatto di questi raggi a livello oculare viene attenuato dai meccanismi intrinseci di protezione dell'occhio, ma spesso essi non sono sufficienti per evitare lo svilupparsi di complicanze.

È buona norma quindi utilizzare dei presidi di protezione aggiuntiva, un esempio sono le lenti a contatto fotocromatiche. Una recente introduzione nel mercato è la lente a contatto ACUVUE OASYS® with Transitions™ Light Intelligent Technology™ sulla quale è stata condotto lo studio.

In primo luogo si è valutata la trasmittanza spettrale di questa lente durante la fase di deattivazione del processo di fotocromatismo. Dai risultati ottenuti per le 20 lunghezze d'onda tra i 420 nm e 800 nm è emerso che la trasmittanza ha un andamento di tipo crescente in funzione del tempo. Perciò è stata confermata l'ipotesi iniziale, ovvero che durante il processo di deattivazione la trasmittanza della lente aumenta progressivamente in un tempo caratteristico di $7,17 \pm 0,02$ minuti.

Anche per l'attivazione è stata confermata l'ipotesi di un andamento decrescente per la lunghezza d'onda di 600 nm, dove il tempo di rilassamento risulta $2,731 \pm 0,004$ secondi.

Inoltre sono stati analizzati i valori della trasmittanza spettrale di ogni lunghezza d'onda e i risultati hanno evidenziato che, in corso di deattivazione la trasmittanza assume un valore massimo dell'86% per la lunghezza d'onda di 800 nm e un valore minimo dell'80% per la lunghezza d'onda di 520 nm. Per l'attivazione si ha invece un valore massimo dell'81% per la lunghezza d'onda di 800 nm, mentre si ha un valore minimo del 4% per la lunghezza d'onda di 520 nm. Questi risultati ci permettono di affermare che la

lente sia quando è trasparente sia quando assume una colorazione più o meno intensa ha una buona trasmittanza per garantire la corretta visione anche in presenza di luce intensa e allo stesso tempo offre una valida protezione contro i raggi UV.

In secondo luogo è stata valutata l'influenza del processo di deattivazione sulle performance visive della persona. Dai dati ottenuti attraverso l'analisi di correlazione si evince che, durante la deattivazione della lente, l'acuità visiva e la sensibilità al contrasto vengono debolmente condizionate. Nello specifico la sensibilità al contrasto tende a migliorare lievemente in funzione del tempo e l'acuità visiva ha un andamento simile. Perciò una lente completamente trasparente sembra dare una migliore funzione visiva. L'inversione dei segni delle due correlazioni (che pare indicare correlazioni opposte) va solo attribuita alle scale: LogMAR rappresenta una migliore acuità con valori decrescenti; invece LogCS rappresenta migliore sensibilità al contrasto con valori crescenti.

Dunque è possibile affermare che quanto emerso dallo studio è coerente con ciò che viene dichiarato nel foglietto illustrativo della lente ACUVUE OASYS[®] with Transitions[™] Light Intelligent Technology[™].

Quindi ipotizzando un utilizzo nella quotidianità, sicuramente il prodotto può rappresentare sia un presidio di protezione valido sia una soluzione per le persone che sono sensibili alla luce, aiutando gli occhi ad adattarsi ai cambiamenti di luce e attenuando così i fastidi che si possono manifestare durante gli spostamenti occasionali, per esempio da dentro a fuori di un edificio. Al contempo però riguardo il grado di protezione, non si può prescindere dall'utilizzo dell'occhiale, in quanto il solo uso della lente a contatto fotocromatica garantisce un filtraggio delle radiazioni luminose solo nella regione della cornea e del limbus lasciando scoperto il resto del segmento anteriore dell'occhio.

Un'altra considerazione riguardo al prodotto è che il tempo di deattivazione può risultare inadeguato in situazioni particolari in cui il soggetto passa rapidamente da un ambiente esterno caratterizzato da un'alta luminosità ad uno interno tendenzialmente buio. Questo scenario è paragonabile all'ingresso di un automobilista in galleria, nel quale il soggetto potrebbe accusare difficoltà visive provocate da una insufficiente velocità di deattivazione.

Oltre a ciò è da tenere in considerazione che una lente a contatto completamente attivata può risultare esteticamente sgradevole per via della colorazione che la cornea e il limbus assumono. Ad ogni modo l'aspetto antiestetico della lente attivata non è un limite per le sue funzionalità, ma riscontra essere un problema rilevante a livello commerciale.

In conclusione ciò che emerge è che la lente fotocromatica ACUVUE OASYS[®] with Transitions[™] Light Intelligent Technology[™] rappresenti un'importante innovazione nel campo della contattologia. Tuttavia il prodotto, prima che diventi un presidio utilizzato su larga scala, necessita di alcuni miglioramenti affinché possa divenire un dispositivo utilizzato e apprezzato dai portatori.

Bibliografia e sitografia

1. Widomska, J., & Subczynski, W. K. (2019). Mechanisms enhancing the protective functions of macular xanthophylls in the retina during oxidative stress. *Experimental Eye Research*, 178, 238.
2. M. Matzeu, Il rischio da esposizione alla radiazione ultravioletta naturale e artificiale, Istituto Superiore di Sanità, pp. 33-38, 1998.
3. Erickson, G. B., Horn, F. C., Barney, T., Pexon, B., & Baird, R. Y. (2009). Visual performance with sport-tinted contact lenses in natural sunlight. *Optometry and Vision Science*, 86(5), 509–516.
4. *FDA clears first contact lens with light-adaptive technology. FDA archive, 2018.*
5. Buch, J. R., Toubouti, Y., & Cannon, J. (2020). Randomized crossover trial evaluating the impact of senofilcon a photochromic lens on driving performance. *Optom Vis Sci*, 97(1), 15–23.
6. Renzi-Hammond, L. M., Buch, J. R., Hacker, L., Cannon, J., & Hammond, B. R. (2020). The effect of a photochromic contact lens on visual function indoors: a randomized. *Controlled Trial Optom Vis Sci*, 97(7), 526–530.
7. Zubairy, M. S. (2016). A very brief history of light. *Optics in Our Time*, 3–24.
8. J.D. Cutnell, K.W. Johnson; “Elementi di fisica”, Cap 24, Zanichelli 2010.
9. J.D. Cutnell, K.W. Johnson; “Elementi di fisica”, Cap 14, Zanichelli 2010.
10. Paolo Mazzoldi, Massimo Nigro, Cesare Voci. Elementi di Fisica, Elettromagnetismo e Onde. Edises, 2008.
11. P. Buonadonna (2012). Viaggio attraverso lo spettro elettromagnetico. <https://anniluce.wordpress.com/2012/01/13/viaggio-attraverso-lo-spettro-elettromagnetico/>

12. CIE. (2018). *17-21-008* UV radiation. <https://cie.co.at/eilvterm/17-21-008>
13. Joshi, A. W., & Kumar, A. (2003). What can we learn from the electromagnetic spectrum? *Resonance 2003* 8:3, 8(3), 8–25.
14. Space Environment Technologies (2004). ISO 21348 Definitions of Solar Irradiance Spectral Categories.
15. Pietro Palladino. *Manuale di illuminazione. Tecniche nuove*, 2005.
16. Iqbal M. (1983). *An introduction to solar radiation*. Academic Press Canada
17. Hamba, N., Gerbi, A., & Tesfaye, S. (2021). Histopathological effects of ultraviolet radiation exposure on the ocular structures in animal studies –literature review. *Translational Research in Anatomy*, 22, 100086.
18. Boettner E. A., Wolter J. R., *Transmission of the Ocular Media*, *Inv. Ophthalm. Vis. Sci.*, 1962, 1(6):776-83
19. Backes, C., Religi, A., Mocozet, L., Behar-Cohen, F., Vuilleumier, L., Bulliard, J. L., & Vernez, D. (2018). Sun exposure to the eyes: predicted UV protection effectiveness of various sunglasses. *Journal of Exposure Science & Environmental Epidemiology 2018* 29:6, 29(6), 753–764.
20. . P. Forst Gorder, The Ohio State University, “Scientists see DNA get “Sunburned” for the first time”, 30-1-2007.
21. G. Lindgren, B. L. Diffey, O. Larkö, “Basal cell carcinoma of the eyelids and solar ultraviolet radiation exposure”, *Br F Ophthalmol* 1998;82: 1412-1415
22. D.J. Morgan, F.C. Hollows, “Pterygium and ultraviolet radiation: a positive correlation”, *BritishJournalofOphthalmology*,1984,68,343-346

23. Fotouhi, A., Hashemi, H., Khabazkhoob, M., & Mohammad, K. (2008). Prevalence and risk factors of pterygium and pinguecula: the Tehran Eye Study. *Eye 2009 23:5, 23(5)*, 1125–1129.
24. Izadi, M., Jonaidi-Jafari, N., Pourazizi, M., Alemzadeh-Ansari, M., & Hoseinpourfard, M. (2018). Photokeratitis induced by ultraviolet radiation in travelers: A major health problem. *Journal of Postgraduate Medicine, 64(1)*, 40.
25. Hah, Y. S., Chung, H. J., Sontakke, S. B., Chung, I. Y., Ju, S., Seo, S. W., Yoo, J. M., & Kim, S. J. (2017). Ascorbic acid concentrations in aqueous humor after systemic vitamin C supplementation in patients with cataract: pilot study. *BMC Ophthalmology, 17(1)*.
26. Ivanov, I. v., Mappes, T., Schaupp, P., Lappe, C., & Wahl, S. (2018). Ultraviolet radiation oxidative stress affects eye health. *Journal of Biophotonics, 11(7)*.
27. Tedi Begaj, Shlomit Schaal, Sunlight and ultraviolet radiation—pertinent retinal implications and current management, *Survey of Ophthalmology*, volume 63, Issue 2, 2018, Pages 174-192.
28. Edward S. Bennett, Barry A. Weissman. *Clinical Contact Lens Practice*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005 pp 1-9
29. John Dreyer, *History of Contact Lenses: When, Who, Where And Why Explained*. Eye health central, 2016
30. Pearson, R. M. (1988). Centenary celebration of Fick's Eine Contactbrille. *Archives of Ophthalmology (Chicago, Ill.: 1960)*, 106(10), 1370–1377.

31. Pearson, R. M., & Efron, N. (1989). Hundredth anniversary of August Müller's inaugural dissertation on contact lenses. *Survey of Ophthalmology*, 34(2), 133–141.
32. Key, J. E. (2007). Development of contact lenses and their worldwide use. *Eye and Contact Lens*, 33(6 PART 2 OF SUPPL 2), 343–345.
33. ACUVUE OASYS with Transitions Light Intelligent Technology Named Among TIME's 'Best Inventions of 2018'. Johnson & Johnson Vision Care, 2018.
34. Chen H, Brook MA, Sheardow H. Silicone elastomers for reduced protein adsorption. *Biomaterials* 2004;25: 2273-2285
35. Michalek, J., Hobzova, R., Pradny, M., & Duskova, M. (2010). Hydrogels Contact Lenses. *Biomedical Applications of Hydrogels Handbook*, 303–315.
36. Stephen, C., Musgrave, A., & Fang, F. *Materials*. Mpdj journal, 2019
37. Lyndon Jones. Contact Lens Spectrum - Modern Contact Lens Materials: A Clinical Performance Update. *Contact Lens Spectrum*, September 2002
38. Foulks Silicone Hydrogel Contact Lenses and the Ocular Surface. *The Ocular Surface* Volume 4, Issue 1 Pages 24-43. January 2006.
39. Philip B. Morgan et al. *International Contact Lens Prescribing in 2021*. *Contact lens Spectrum*, Volume 37. January 2022, pages 32-38
40. Zhao, P., Gao, H., Wang, D., Yang, Z., Cao, H., & He, W. (2020). The photochromic, electrochemical and third-order nonlinear optical properties of the novel naphthopyran derivatives. *Dyes and Pigments*, 183, 108689.
41. acuvue_oasys_with_transitions_package_insert_pi-fig_ao-10-18-00_english. Johnson & Johnson Vision Care, 2018.

42. Renzi-Hammond, L., Buch, J. R., Cannon, J., Hacker, L., Toubouti, Y., & Hammond, B. R. (2019). A contra-lateral comparison of the visual effects of a photochromic vs non-photochromic contact lens. *Cont Lens Anterior Eye*, 43(3), 250–255.
43. Hammond, B. R., Buch, J., Sonoda, L., & Renzi-Hammond, L. (2021). The effects of a senofilcon a contact lens with and without a photochromic additive on positive dysphotopsia across age. *Eye Contact Lens*, 47(5), 265–270.
44. Buch, J., Hammond, B. R., & Ruston, D. (n.d.). The Contact Lens that Knows Light. Johnson & Johnson Vision Care, 2018.
45. J. Cope, S. Collier e M. Rao, «Contact Lens Wearer Demographics and Risk Behaviors for Contact Lens-Related Eye Infections — United States, 2014,» 2015.
46. J. Veys, J. Meyler e D. I, «la manutenzione delle lenti a contatto,» in Elementi essenziali nella pratica delle lenti a contatto, 2009.
47. Efron, N., & Morgan, P. B. (2008). Soft contact lens care regimens in the UK. *Contact Lens and Anterior Eye*, 31(6), 283–284.
48. Emmanuel B. Alabi;Trefford L. Simpson;Tyler Harris;Keith Whitten; (2021). *Determining the spectral transmittance of photochromic contact lenses . Contact Lens and Anterior Eye.*
49. Gheller Pietro. Manuale di optometria e contattologia di Anto Rossetti e Pietro Gheller, Zanichelli. 2003.
50. Bach, M. (2006). The Freiburg Visual Acuity Test-Variability unchanged by post-hoc re-analysis. *Graefe's Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology*, 245(7), 965–971.

51. Spss tutorial: Pearson correlation. University libraries of Kent State University, 2022.