

# POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**Politecnico  
di Torino**

Tesi di Laurea Magistrale

## Valutazione Innovativa del Campo Visivo: Ottimizzazione di un Sistema di Perimetria Cinetica Basato su Realtà Virtuale

**Relatore**

*Prof. Danilo DEMARCHI*

**Correlatrice**

*Prof.ssa Chiara Maria EANDI*

**Candidata**

*Aurora Maria Labarile*

Marzo 2025



# Abstract

La valutazione del campo visivo è un elemento essenziale nella diagnosi e nel monitoraggio di numerose patologie oftalmologiche e neurologiche. Le alterazioni del campo visivo possono derivare da condizioni come il glaucoma e i disturbi neurologici, rendendo fondamentale l'impiego di strumenti diagnostici affidabili e precisi. Attualmente, i dispositivi più utilizzati nella pratica clinica sono il perimetro manuale Goldmann e l'analizzatore di campo visivo Humphrey (HFA). Tuttavia, gli strumenti tradizionali per la valutazione del campo visivo, presentano diverse limitazioni, tra cui l'ingombro, la necessità di un ambiente controllato e la difficoltà di utilizzo per pazienti con ridotta mobilità o claustrofobia. Inoltre, richiedono una postura fissa e prolungata, possono risultare faticosi per il paziente e hanno costi elevati, rendendoli meno accessibili in strutture con risorse limitate. In questo contesto, la realtà virtuale (VR) offre nuove prospettive per l'esecuzione dell'esame di perimetria cinetica, consentendo di eseguire test in un ambiente immersivo e controllato. Questa tesi si propone di ottimizzare un sistema di perimetria cinetica basato su realtà virtuale, migliorandone l'usabilità e confrontandone le prestazioni con il gold standard rappresentato dall'Humphrey Field Analyzer (HFA). Il sistema combina hardware e software per eseguire l'esame di perimetria cinetica in realtà virtuale. L'hardware include un visore VR, un controller Bluetooth e un computer portatile per la gestione e l'elaborazione dei dati. Il software include un'interfaccia in Python per inserire i dati del paziente, avviare la comunicazione, ricevere ed elaborare i dati dell'esame e generare il referto finale. L'applicazione software simula l'esame di perimetria cinetica, registra le risposte del paziente e le invia al computer per l'elaborazione. La comunicazione tra il visore e il computer avviene tramite il sistema Lab Streaming Layer (LSL), che consente la trasmissione dei dati in tempo reale. Il sistema VR è stato testato su 20 soggetti, sottoposti anche al test con HFA per il confronto. Lo studio è stato condotto presso l'ambulatorio di oculistica dell'Ospedale San Lazzaro di Torino, in collaborazione con il Corso di Laurea in Ortottica e Assistenza Oftalmologica dell'Università degli Studi di Torino. La relazione tra i due strumenti è stata valutata tramite i coefficienti di Pearson per la valutazione della correlazione e l'analisi di Bland-Altman per l'accordo tra le misure. I risultati statistici mostrano una relazione variabile tra i

dati ottenuti con il visore VR e quelli dell'HFA, con una correlazione più elevata per le mire di dimensioni maggiori e ad alta intensità luminosa. Per l'occhio destro, i valori di Pearson variano tra 0,48 e 0,71, mentre per l'occhio sinistro oscillano tra 0,30 e 0,65, con una correlazione più elevata per le mire di dimensioni maggiori e ad alta intensità luminosa. L'analisi di Bland-Altman ha evidenziato una buona concordanza tra i due sistemi, suggerendo che la perimetria basata su VR possa rappresentare un'alternativa promettente agli strumenti tradizionali. Tuttavia, il sistema risulta accurato principalmente per le mire più grandi e luminose, utilizzate per la valutazione di deficit del campo visivo più ampi. In conclusione, la perimetria cinetica in realtà virtuale si conferma una possibile alternativa agli strumenti tradizionali, con vantaggi in portabilità e accessibilità. Tuttavia, il sistema è più accurato per deficit visivi ampi, mentre la rilevazione di difetti più sottili resta limitata, richiedendo ulteriori ottimizzazioni.

## ENGLISH VERSION

Visual field assessment is essential for the diagnosis and monitoring of various ophthalmological and neurological conditions. Visual field alterations can result from diseases such as glaucoma and neurological disorders, making the use of reliable and precise diagnostic tools crucial. Currently, the most commonly used devices in clinical practice are the Goldmann manual perimeter and the Humphrey Field Analyzer (HFA). However, traditional visual field assessment tools have several limitations, including bulkiness, the need for a controlled environment, and difficulty of use for patients with reduced mobility or claustrophobia. Additionally, they require a fixed and prolonged posture, can be fatiguing for the patient, and involve high costs, making them less accessible in facilities with limited resources. In this context, virtual reality (VR) offers new opportunities for performing kinetic perimetry exams, enabling tests to be conducted in an immersive and controlled environment. This thesis aims to optimize a VR-based kinetic perimetry system, improving its usability and comparing its performance with the gold standard represented by the Humphrey Field Analyzer (HFA). The system integrates hardware and software for conducting VR-based kinetic perimetry exams. The hardware includes a VR headset, a Bluetooth controller, and a laptop for data management and processing. The software consists of a Python interface for entering patient data, establishing communication, receiving and processing exam data, and generating the final report. The VR application simulates the kinetic perimetry test, records patient responses, and sends them to the computer for processing. Communication between the VR headset and the computer is handled through the Lab Streaming Layer (LSL) system, which enables real-time data transmission. The system was tested on 20 healthy patients, who also underwent testing with the HFA for comparison. The study was conducted at the Ophthalmology Clinic of the

San Lazzaro Hospital in Turin, in collaboration with the Bachelor's Program in Orthoptics and Ophthalmic Assistance at the University of Turin. The relationship between the two instruments was evaluated using the Pearson correlation coefficient to assess correlation and the Bland-Altman analysis to evaluate agreement between the measurements. The statistical results indicate a weak to moderate relationship between the data obtained with the VR headset and the HFA. For the right eye, Pearson values range from 0.48 to 0.71, while for the left eye, they range from 0.30 to 0.65, with higher correlation values for larger and more luminous targets. The Bland-Altman analysis demonstrated good agreement between the two systems, suggesting that VR-based perimetry could be a promising alternative to traditional tools. However, the system proves to be accurate mainly for larger and brighter targets, which are used to evaluate wider visual field deficits. In conclusion, VR-based kinetic perimetry emerges as a potential alternative to traditional instruments, offering advantages in portability and accessibility. However, while the system performs well for larger visual field deficits, its ability to detect smaller defects remains limited, requiring further optimizations.



# Indice

<b>Elenco delle tabelle</b>	IX
<b>Elenco delle figure</b>	X
<b>Acronimi</b>	XIV
<b>1 Il campo visivo</b>	1
1.1 Il campo visivo . . . . .	1
1.2 Deficit del campo visivo: epidemiologia e tipologia . . . . .	3
1.2.1 Adenoma ipofisario . . . . .	8
1.3 Esame del campo visivo . . . . .	10
1.4 Perimetria: strumenti, metodi e unità di misura . . . . .	13
1.4.1 Perimetria statica e cinetica . . . . .	15
<b>2 Realtà virtuale</b>	19
2.1 Realtà virtuale: introduzione e concetti base . . . . .	19
2.2 Applicazioni della realtà virtuale in medicina . . . . .	22
2.3 Realtà virtuale in oftalmologia . . . . .	24
2.3.1 Realtà virtuale per la perimetria . . . . .	26
<b>3 Strumenti diagnostici per l'analisi del campo visivo</b>	31
3.1 Strumenti gold standard . . . . .	31
3.1.1 Il perimetro Goldman . . . . .	31
3.1.2 Il perimetro Humphrey . . . . .	33
3.2 Limiti degli strumenti . . . . .	35
3.3 Strumento di Studio . . . . .	36
3.3.1 Aspetti critici . . . . .	38
<b>4 Materiali e Metodi</b>	41
4.1 Materiali e strumenti . . . . .	41
4.1.1 Il visore VR . . . . .	42

4.1.2	Interfaccia grafica . . . . .	43
4.1.3	Lab Streaming Layer per la trasmissione dati . . . . .	46
4.1.4	Applicazione software in realtà virtuale . . . . .	48
4.2	Elaborazione dei dati . . . . .	55
4.3	Protocollo d'esame . . . . .	56
4.3.1	Fasi dell'esame . . . . .	56
4.3.2	Soggetti coinvolti . . . . .	58
4.4	Metodi statistici . . . . .	59
<b>5</b>	<b>Risultati</b>	<b>62</b>
5.1	Risultati . . . . .	62
5.2	Discussione . . . . .	73
<b>6</b>	<b>Conclusioni e Sviluppi futuri</b>	<b>81</b>
	<b>Bibliografia</b>	<b>84</b>

# Elenco delle tabelle

1.1	Comparti delle vie ottiche, patologie principali e relativi deficit del CV. . . . .	7
1.2	Confronto tra perimetria statica e cinetica [3]. . . . .	15
3.1	Valori delle superfici. . . . .	32
3.2	Valori delle luminanze. . . . .	32
4.1	Specifiche tecniche del visore Meta Quest 2 . . . . .	43
4.2	Caratteristiche tecniche della cupola emisferica, dello stimolo e della mappa della macchia cieca. . . . .	49
4.3	Dati dei soggetti esaminati . . . . .	58
4.4	Interpretazione dei valori del coefficiente di Pearson [100]. . . . .	60
5.1	Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira V/4 (OD e OS) . . . . .	64
5.2	Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira IV/1 (OD e OS) . . . . .	66
5.3	Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira III/1 (OD e OS) . . . . .	67
5.4	Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira I/3 (OD e OS) . . . . .	69
5.5	Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira I/2 (OD e OS) . . . . .	70
5.6	Risultati del test di normalità . . . . .	72
5.7	Risultati dei test statistici per le diverse mire . . . . .	72

# Elenco delle figure

1.1	Limiti del CV monoculare [3] . . . . .	2
1.2	CV Binoculare formato dalla sovrapposizione dei due campi visivi monoculari [3] . . . . .	2
1.3	Rappresentazione anatomica delle vie ottiche dalla retina alla corteccia visiva (a sinistra) e dei deficit di CV corrispondenti (a destra). Le lettere indicano rispettivamente: A) Scotoma Centrale; B) Perdita Monoculare C) Emianopsia Bitemporale; D,G,H) Emianopsia Omonima; E,J) Quadrantanopsia Superiore Controlaterale; F,I) Quadrantanopsia Inferiore Controlaterale; K) Emianopsia con Risparmio Maculare. [14] . . . . .	4
1.4	Rappresentazione delle vie ottiche con suddivisione in comparto pre-chiasmatico, chiasmatico e retrochiasmatico [21] . . . . .	5
1.5	Rappresentazione della posizione del chiasma ottico sopra l'ipofisi, situata nella sella turcica. In caso di adenoma ipofisario, a causa della vicinanza tra le 2 strutture, può verificarsi una compressione del chiasma ottico, determinando alterazioni del CV. [27] . . . . .	8
1.6	Rappresentazione della "collina della visione" , che illustra la sensibilità visiva in relazione alle posizioni del CV [31] . . . . .	10
1.7	Linea del tempo dei principali sviluppi nella storia del CV, dal V secolo a.C. agli anni '70. . . . .	12
1.8	Rappresentazione della relazione tra la sensibilità alla luce (dB) e luminanza dello stimolo (asb). La scala logaritmica della luminanza varia da 4.000 (asb) a 0.4 (asb), mostrando l'inverso rapporto con la sensibilità in (dB) [3]. . . . .	14
1.9	Esempio di referto perimetrico statico effettuato con strategia SITA fast [32]. . . . .	17
1.10	Referto di perimetria cinetica, che mostra diverse isoptere ed evidenzia la posizione della macchia cieca [39]. . . . .	18
2.1	Il Sensorama [42] . . . . .	19
2.2	Dispositivo VR wireless [45] . . . . .	20

2.3	Paradigma generale di test per il CV pediatrico in realtà virtuale [75]	27
2.4	Dispositivo IMO. A: corpo principale, B: pulsante di risposta, C: tablet di controllo [77]	28
3.1	Perimetro di Goldmann: vista del lato paziente (a sinistra) e del lato operatore (a destra)	33
3.2	Perimetro di Humphrey [90]	34
3.3	Interfaccia grafica visualizzata e compilata dall'operatore, con pulsante 'START', abilitato	37
3.4	Rappresentazione grafica dei risultati dell'esame completo dell'occhio destro, con isoptere sovrapposte relative alle tre mire di dimensioni e luminosità differenti (V/4, IV/1, III/1).	39
4.1	Componenti del visore Meta Quest 2: visore VR, due controller touch, distanziatore per occhiali e cavi USB-C con alimentatore per la ricarica e la connessione al PC.	42
4.2	Interfaccia grafica visualizzata dall'operatore	44
4.3	Visualizzazione dei risultati dell'esame perimetrico completo ottenuto tramite visore VR. In alto a destra sono visualizzati i dati anagrafici del soggetto, il tipo di esame e l'occhio esaminato e la data e l'ora dell'esame. (a) Rappresentazione delle 3 isoptere (mira V/4-IV/1-III/1) e della macchia cieca; (b) dettaglio della macchia cieca.	45
4.4	Scene del progetto Unity. (a) Configurazione iniziale con la cupola emisferica; (b) Scena dedicata all'OD; (c) Scena dedicata all'OS.	50
4.5	Visualizzazione dei risultati dell'esame perimetrico completo con pattern sviluppato. (a) Risultato ottenuto con HFA (b) Risultato ottenuto con VR	51
4.6	Panel Scene con rappresentazione del frustum di visione e main camera	53
4.7	Flusso di elaborazione dei dati	55
4.8	Esempio di svolgimento dell'esame di perimetria cinetica con visore VR	57
5.1	Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira V/4 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.	65
5.2	Grafici di Bland Altman per la mira V/4 (a) dell'OD e (b) dell'OS. La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.	65

5.3	Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira IV/1 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	66
5.4	Grafici di Bland Altman per la mira IV/1 (a) dell'OD e (b) dell'OS. La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	67
5.5	Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira III/1 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	68
5.6	Grafici di Bland Altman per la mira III/1 (a) dell'OD e (b) dell'OS. La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	68
5.7	Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira I/3 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	69
5.8	Grafici di Bland Altman per la mira I/3 (a) dell'OD e (b) dell'OS. La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	70
5.9	Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira I/2 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	71
5.10	Grafici di Bland Altman per la mira I/2 (a) dell'OD e (b) dell'OS. La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	71
5.11	Andamento del coefficiente di correlazione di Pearson ( $r$ ) per ciascuna tipologia di mira, separatamente per l'OD e l'OS. . . . .	75
5.12	Confronto dei grafici di Bland-Altman per l'OD, per tutte le mire. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	76
5.13	Confronto dei grafici di Bland-Altman per l'OS, per tutte le mire. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi. . . . .	76



# Acronimi

**APK**

Android App Package

**AR**

Augmented Reality

**BVF**

Binocular Visual Function

**CV**

Campo Visivo

**DCCV**

Deficit Centrali del Campo Visivo

**DUT**

Device Under Test

**EEG**

Elettroencefalogramma

**FOV**

Field Of View

**GS**

Gold Standard

**GUI**

Interfaccia Grafica Utente

**HFA**

Humphrey Field Analyzer

**HMD**

Head-Mounted Display

**LSL**

Lab Streaming Layer

**MR**

Mixed Reality

**OD**

Occhio Destro

**OS**

Occhio Sinistro

**r**

Coefficiente di Correlazione di Pearson

**VR**

Realtà Virtuale

**XR**

Extended Reality

# Capitolo 1

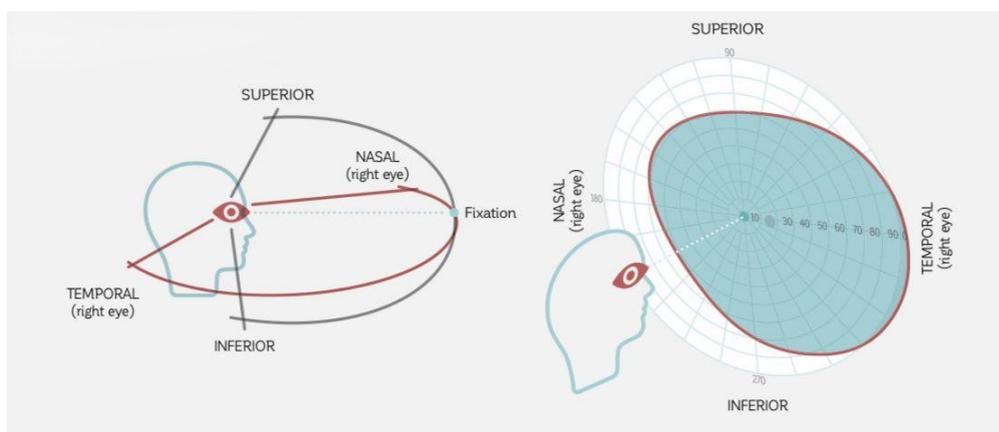
## Il campo visivo

### 1.1 Il campo visivo

La visione è una combinazione di funzioni misurabili distinte, tra cui l'acuità visiva, la visione dei colori, l'acuità di Vernier, ovvero la capacità di allineare due linee tra di loro, la percezione del movimento e delle variazioni di intensità luminosa o delle differenze di intensità luminosa [1]. Le variazioni di intensità luminosa vengono percepite come sfarfallio, mentre la differenza di intensità luminosa tra un oggetto e un altro viene percepita come contrasto [2].

Tra queste funzioni, un ruolo fondamentale è svolto dal campo visivo (CV) che è definito come l'area che viene visualizzata in un dato momento rispetto alla direzione di fissazione, mantenendola stabile, senza movimento della testa o degli occhi [3, 4]; esso è prodotto dalla stimolazione retinica di ciascun occhio e si misura in termini di gradi dal centro [5, 6]. L'ampiezza del CV è una componente essenziale quando si parla della funzione visiva: un CV ristretto comporta un peggioramento della qualità della vita, in quanto limita le attività quotidiane [3]; i soggetti con un ridotto CV non possono guidare ed hanno capacità visuo-spaziali di lettura, orientamento ed esplorazione ridotte [7].

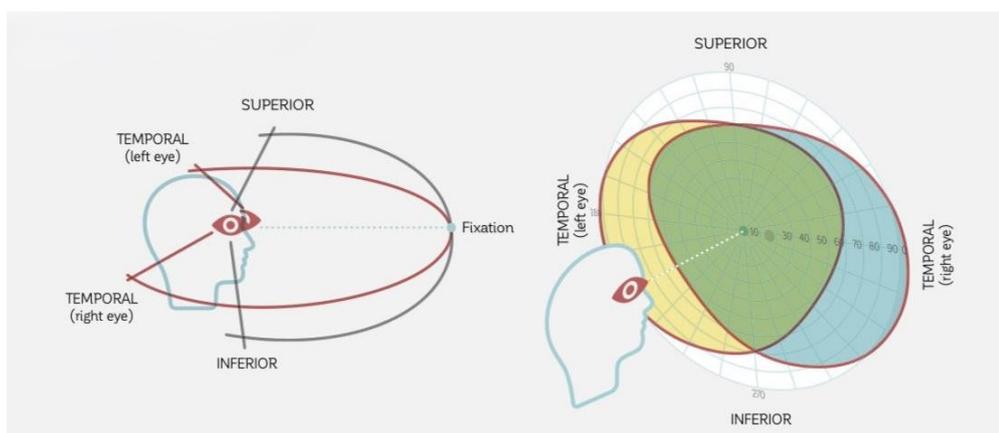
Il CV è definito monoculare se si considera un singolo occhio e si estende per  $90^\circ$  nella zona temporale,  $60^\circ$  nella zona nasale,  $60^\circ$  nella zona superiore e  $70^\circ$  in quella inferiore [8], come mostrato in figura 1.1. Questi limiti sono definiti dalle caratteristiche anatomiche del volto della singola persona, in particolare dall'orbita, dal naso, dalle sopracciglia e dagli zigomi [3].



**Figura 1.1:** Limiti del CV monoculare [3]

La fissazione centrale è divisa da una linea verticale che divide il CV in 2 emi-campi: nasale e temporale [4]. All'interno del CV, si possono riscontrare aree in cui la percezione visiva è ridotta o assente, definite scotomi. Un esempio fisiologico di scotoma è la macchia cieca, situata nella zona temporale a circa  $15^\circ$  dal punto di fissazione, centrata verticalmente a  $1,5^\circ$  sotto il meridiano orizzontale e con un diametro di circa  $7,5^\circ$ . Le sue caratteristiche variano in base all'anatomia dell'individuo; infatti, tale zona corrisponde all'emergenza delle fibre nervose retiniche a livello della testa del nervo ottico [1, 4].

Nei soggetti sani, il CV è binoculare ed è dato dalla sovrapposizione di 2 campi monoculari (figura 1.2). Le informazioni che derivano da questi ultimi vengono integrate ed elaborate dalla corteccia visiva, situata nel lobo occipitale del cervello, permettendo così la visione tridimensionale [1].



**Figura 1.2:** CV Binoculare formato dalla sovrapposizione dei due campi visivi monoculari [3]

## 1.2 Deficit del campo visivo: epidemiologia e tipologia

I deficit del CV rappresentano un problema rilevante a livello globale, poiché colpiscono milioni di persone e ne limitano l'autonomia. Secondo le stime del Piano d'azione globale dell'OMS 2014-2019 Salute oculare universale, nel mondo le persone affette da disabilità visive sono 285 milioni, di cui 39 milioni hanno perso completamente la vista [9]. Patologie come ictus contribuiscono in modo sostanziale all'insorgenza di questi deficit. Il 58% delle persone ha problemi di vista dopo un ictus, lamentando vista annebbiata, diplopia o emianopsia. In particolare, quest'ultima condizione è sviluppata dal 60% delle persone sopravvissute a un ictus in Italia [10].

Inoltre altre patologie del sistema nervoso centrale, come emicrania, attacchi ischemici transitori, infarti cerebrali, traumi cranici, patologie neoplastiche, possono indurre deficit della percezione visiva o perdite parziali di CV [11].

Alla luce di questi dati è chiaro come una diagnosi precoce ed interventi mirati per prevenire e gestire in modo efficace i deficit del CV siano necessari per migliorare la qualità della vita.

L'esame del CV è importante in due ambiti: in ambito oculistico e in ambito neurologico. Nel primo viene usato per la diagnosi e la valutazione della progressione del glaucoma; nel secondo ambito invece, è usato per individuare danni alla corteccia visiva, alle vie ottiche, alle aree cerebrali ed ai nervi implicati nella visione. Questi possono derivare da patologie neurologiche o ischemiche, da traumi o da tumori [12].

Con l'espressione 'deficit di campo visivo' si intende genericamente una porzione persa del CV che può essere periferica o centrale. Se vi è una completa cecità si parla di deficit assoluto, che si contrappone a quello relativo, caratterizzato da una ridotta risposta agli stimoli visivi. [13]

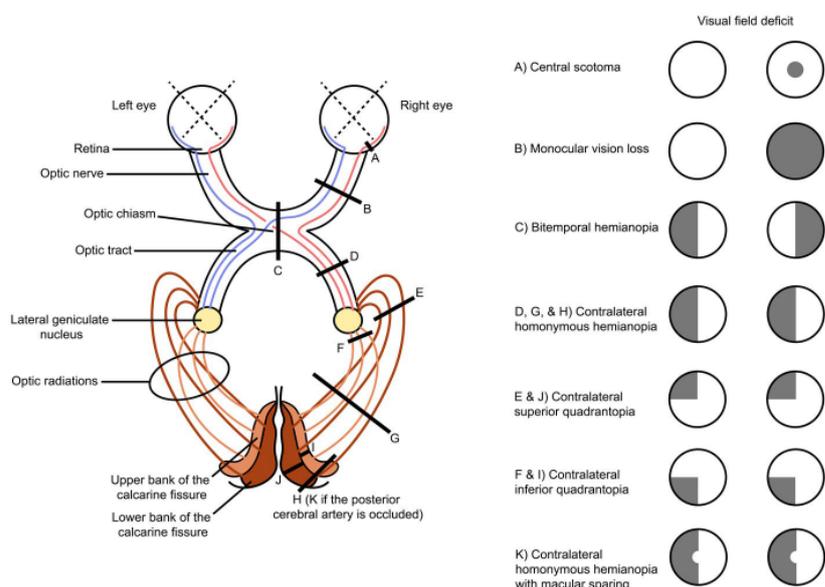
Di seguito sono spiegati i deficit di CV più frequenti:

- **Emianopsia:** coinvolge metà del CV. Sulla base delle parti coinvolte nel deficit, l'emianopsia può essere definita bitemporale, se le due metà perse sono all'esterno del CV di ogni occhio, binasale, se al contrario le due metà perse sono all'interno del CV di ogni occhio, onomina, se le due metà perse sono nella stessa parte di CV, destro o sinistro, altitudinale, che coinvolge il quadrante superiore o inferiore, seguendo precisamente o il meridiano orizzontale. [5, 13]
- **Quadrantopsia:** coinvolge un quadrante del CV, quindi un quarto di esso. Può essere eteronima o omonima: nel primo caso riguarda lati opposti del CV, nel secondo invece riguarda lo stesso lato del CV [5]. Se vi è una quadrantopsia

incompleta, si parla di deficit a settore e questo assume una forma "a torta" in cui mancano una o più fette, dovuta a lesioni parziali delle fibre oppure a lesioni occipitali circoscritte. [13]

- Scotoma: coinvolge una regione specifica del CV, in cui vi è una zona di alterazione di sensibilità circondata da un CV inalterato. [13]
- Risparmio maculare: si riferisce alla conservazione della visione nella parte centrale del CV, nonostante alterazioni nelle aree circostanti. [13]

Risulta importante sottolineare nuovamente che vi è corrispondenza tra il deficit anatomico e quello funzionale [13]. In figura 1.3 sono raffigurati i principali deficit di CV precedentemente descritti in relazione alla sede della lesione che li ha causati.



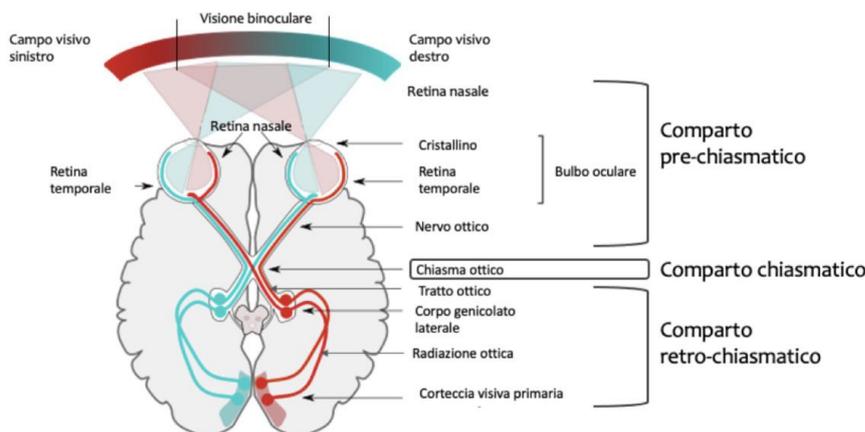
**Figura 1.3:** Rappresentazione anatomica delle vie ottiche dalla retina alla corteccia visiva (a sinistra) e dei deficit di CV corrispondenti (a destra). Le lettere indicano rispettivamente: A) Scotoma Centrale; B) Perdita Monocolare C) Emianopsia Bitemporale; D,G,H) Emianopsia Omonima; E,J) Quadrantanopsia Superiore Controlaterale; F,I) Quadrantanopsia Inferiore Controlaterale; K) Emianopsia con Risparmio Maculare. [14]

Con il termine glaucoma si definisce un gruppo eterogeneo di malattie oculari, accomunate da un danno progressivo e irreversibile al sistema visivo dovuto all'aumento della pressione interna dell'occhio o alla riduzione dell'apporto sanguigno al nervo ottico. Tale danno comporta alterazioni specifiche del campo visivo, che

riguardano prima le porzioni periferiche e successivamente anche le porzioni centrali. La perdita del CV dovuta al glaucoma è irreversibile e potrebbe causare ipovisione e cecità totale; la diagnosi precoce e il trattamento tempestivo sono importanti al fine di prevenire i danni più gravi della malattia. Si prevede che il numero di persone affette da glaucoma nel mondo aumenterà dagli attuali 55 milioni a 112 milioni nel 2040. Da tali dati emerge che questo gruppo di malattie rappresenta un serio problema di salute pubblica, infatti dopo la cataratta rappresenta la più importante causa di cecità nel mondo [15, 16, 17].

Nell'ambito neurologico la valutazione del CV risulta essere di fondamentale importanza in quanto la sensibilità agli stimoli luminosi può essere influenzata non solo da alterazioni e malattie oculari, ma anche da danni alla corteccia cerebrale visiva e alle vie di trasmissione delle informazioni visive dall'occhio ai centri di elaborazione [18]. Tali danni alterano in modo specifico il CV, per cui il suo studio si rivela uno strumento diagnostico essenziale: analizzando la forma e l'entità del deficit del CV è possibile individuare e localizzare la lesione, definire quali esami sono necessari per ulteriori indagini cliniche, controllare la progressione della malattia ed infine valutare la risposta ai trattamenti. [19].

Le vie ottiche si dividono in tre principali comparti: comparto prechiasmatico, comparto del chiasma ottico e comparto retrochiasmatico (figura 1.4); tale suddivisione riflette l'anatomia ed inoltre è corrispondente alle alterazioni del CV che risultano essere tipiche di ciascun tratto [20].



**Figura 1.4:** Rappresentazione delle vie ottiche con suddivisione in comparto pre-chiasmatico, chiasmatico e retrochiasmatico [21]

Un'elevata percentuale di pazienti cerebrolesi che varia dal 45% al 90%, presenta

deficit centrali del campo visivo (DCCV). Il termine DCCV si riferisce ad alterazioni del CV imputabili a deficit, patologie o alterazioni che si trovano nel chiasma ottico, nel tratto ottico, nel nucleo genicolato laterale, nella radiazione ottica o nella corteccia visiva primaria; non sono inclusi deficit a livello della retina o del nervo ottico, quindi nel comparto appena definito prechiasmatico [13].

Di seguito si descrivono le principali patologie legate a ciascun comparto e i relativi deficit di CV, successivamente riassunti in tabella 1.1:

- Comparto prechiasmatico: comprende la retina ed il nervo ottico, che trasmette le informazioni visive dall'occhio al chiasma. Il nerco ottico a sua volta si divide in porzione intra-oculare, porzione intra-orbitaria, porzione intra-canalicolare e porzione intra-cranica [20]. Le patologie che interessano la papilla ottica e causano deficit del CV sono:
  1. Papilliti: condizione di infiammazione o infarto del disco ottico. Durante l'esame di CV si rilevano scotomi centrali che compromettono la sensibilità nella zona foveale e parafoveale [20].
  2. Papilledema: condizione di edema bilaterale della papilla ottica, che si verifica in presenza di ipertensione endocranica; le alterazioni di CV possono non essere presenti o causare allargamento della macchia ceca [20].
  3. Drusen della papilla: riguarda accumuli di sostanze lipoproteiche nella papilla, che causano alterazione del CV senza però presentare segni patognomici [20].
  4. Otticopatie ischemiche anteriori non-arteritiche e arteritiche: queste patologie sono associate a difetti caratteristici del CV. Si è ritenuto che il difetto tipico fosse l'emianopsia altitudinale inferiore, fino a recenti studi del professor Sohng Singh Hayreh [22] che ha dimostrato che il difetto più comune è lo scotoma assoluto nel settore nasale inferiore, invece nel settore temporale inferiore lo scotoma è di tipo relativo. La seconda si differenzia dalla prima per la maggiore aggressività e velocità della sua evoluzione [20].

Tutti i deficit citati compromettono la sensibilità e la nitidezza visiva, influenzando la percezione degli oggetti centrali [20].

- Chiasma ottico: questo tratto è un punto cruciale di intersezione delle fibre nervose ottiche: le fibre provenienti dalle metà nasali di ciascun occhio di incrociano, mentre quelle laterali proseguono senza intersezioni. Questo compartimento è particolarmente vulnerabile a compressioni causate da tumori ipofisari come adenomi e craniofaringiomi, che determinano alterazioni campimetriche riconoscibili in emianopsia bitemporale. Altre patologie che

riguardano tale regione possono causare alterazioni campimetriche più variabili, quindi meno riconoscibili [20]. I deficit visivi di questo comparto riguardano la vista laterale, infatti il soggetto affetto da disturbi riguardanti il chiasma ottico ha difficoltà a percepire oggetti o ostacoli ai lati del CV. [13]

- Comparto retrochiasmatico: include il tratto ottico, il nucleo genicolato laterale, la radiazione ottica e la corteccia visiva primaria. Indipendentemente dalla patologia e dalla sede della lesione, questo comparto è caratterizzato da deficit campimetrici omonimi, ovvero presenti in entrambi gli occhi e orientati verso lo stesso lato, opposto alla localizzazione anatomica della lesione; i due occhi possono presentare difetti differenti e asimmetrici, inoltre le lesioni della porzione corticale presentano la caratteristica del "risparmio maculare", fenomeno per cui l'emianopsia non coinvolge la macchia cieca, poiché non è costituita da una linea continua e netta [20].

Comparto	Patologie	Deficit di CV
Prechiasmatico	Papilliti	Scotomi centrali che compromettono la sensibilità nella zona foveale e parafoveale.
	Papilledema	Possibile allargamento della macchia cieca o assenza di alterazioni campimetriche.
	Drusen della papilla	Alterazioni del CV senza segni patognomonic.
	Otticopatie ischemiche anteriori (non-arteritiche e arteritiche)	Scotoma assoluto nel settore nasale inferiore e scotoma relativo nel settore temporale inferiore.
Chiasma ottico	Compressioni da tumori ipofisari	Emianopsia bitemporale.
	Altre patologie	Alterazioni campimetriche variabili e meno riconoscibili.
Retrochiasmatico	Lesioni retrochiasmatiche generali	Deficit campimetrici omonimi.
	Lesioni corticali	Emianopsia omonima con risparmio maculare.

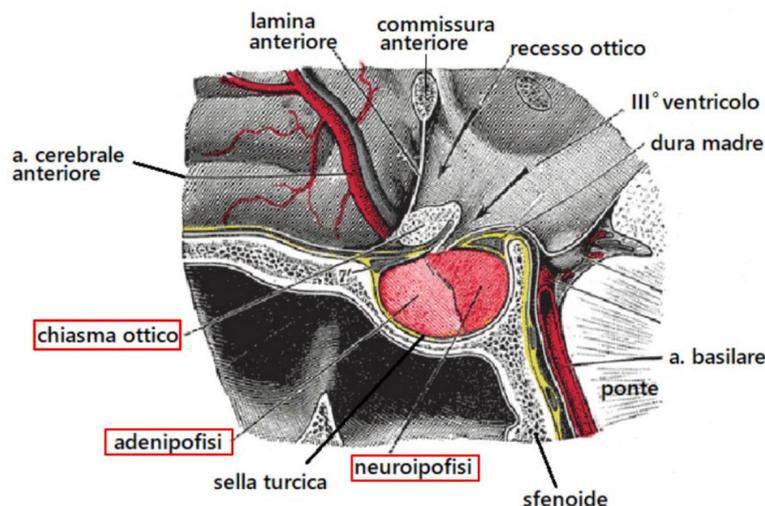
**Tabella 1.1:** Comparti delle vie ottiche, patologie principali e relativi deficit del CV.

I deficit del CV possono derivare da diverse e molteplici condizioni patologiche strettamente legate a specifiche strutture anatomiche. Tra queste, per la sua posizione in prossimità del chiasma ottico, il tumore all'ipofisi rappresenta una causa di deficit o alterazioni del CV.

### 1.2.1 Adenoma ipofisario

La patologia adenoma ipofisario, crescendo all'interno della cavità cranica, può comportare compressione del chiasma ottico, con conseguente deficit del CV [23]. Per tale motivo l'analisi del CV su pazienti affetti da tale patologia risulta particolarmente adatta per valutare le potenzialità del sistema proposto.

L'ipofisi, o ghiandola pituitaria, è una ghiandola endocrina di piccole dimensioni situata alla base del cranio, in una depressione dell'osso sfenoide, denominata "sella turcica"; al di sopra di essa decorrono le fibre visive dei due nervi ottici, che si uniscono a formare il chiasma ottico. [24, 25]. Nonostante le sue ridotte dimensioni, l'ipofisi svolge un ruolo fondamentale nella regolazione di molte funzioni endocrine, per tale ragione viene anche chiamata ghiandola maestra. Essa è divisa in anteriore (o adenoipofisi) e posteriore (o neuroipofisi): la prima produce ormoni che regolano l'attività di altre ghiandole endocrine, come tiroide, surrenali e gonadi; la seconda ha il compito di immagazzinare e rilasciare ossitocina e vasopressina [26]. In figura 1.5 è mostrata la suddivisione della ghiandola nei 2 diversi lobi e la posizione relativa del chiasma ottico.



**Figura 1.5:** Rappresentazione della posizione del chiasma ottico sopra l'ipofisi, situata nella sella turcica. In caso di adenoma ipofisario, a causa della vicinanza tra le 2 strutture, può verificarsi una compressione del chiasma ottico, determinando alterazioni del CV. [27]

Gli adenomi ipofisari sono tumori benigni che originano dalle cellule dell'adenoipofisi; nonostante la loro natura benigna possono avere effetti negativi sulla

vita del paziente a causa della funzione della ghiandola e della sua posizione. Infatti i sintomi più comuni sono mal di testa, alterazioni del CV e della secrezione ormonale, come ciclo mestruale irregolare, calo del desiderio sessuale, variazioni della composizione corporea, alterazioni della pressione arteriosa, diversi livelli in circolo di colesterolo e trigliceridi, variazioni della glicemia, osteopenia e osteoporosi, variazioni dei livelli in circolo di sodio e potassio [28].

L'adenoma ipofisario è considerata una patologia molto rara; infatti, nel marzo 2023 si è calcolata un'incidenza di 3-4 nuovi casi ogni 100.000 persone all'anno, seppur rappresenta il 10-15% di tutti i tumori intracranici [26].

Gli adenomi ipofisari si possono distinguere in due categorie principali: secernenti, i quali producono eccessive quantità di uno o più ormoni causando nel paziente squilibri endocrini specifici e possono essere classificati e denominati secondo il tipo di ormone, e adenomi non secernenti. Inoltre, questi tumori si possono classificare per la loro grandezza: si parla di microadenomi (diametro  $< 1\text{cm}$ ) o di macroadenomi (diametro  $> 1\text{cm}$ ) [28]. I macroadenomi, a causa della loro crescita, possono comprimere il chiasma ottico determinando deficit del CV. Nei casi più acuti il paziente può arrivare a percepire esclusivamente gli oggetti situati nel CV frontale [29]. È molto difficile che gli adenomi ipofisari evolvano in forme maligne: il carcinoma, ovvero il tumore maligno dell'ipofisi è molto raro e rappresenta solo il 0.12% dei tumori ipofisari. Esso insorge maggiormente tra i trenta e sessant'anni senza differenza di incidenza tra i due sessi [26]. La diagnosi degli adenomi ipofisari si basa su esami ormonali che hanno lo scopo di rilevare l'errata funzionalità della ghiandola maestra. [28]. Inoltre esami specifici per l'identificazione del tumore sono i seguenti:

- la risonanza magnetica, che consente non solo di identificare ma anche di classificare i microadenomi; [28]
- l'esame computerizzato del CV che permette di valutare l'estensione spaziale dei macroadenomi a partire dai deficit visivi individuati nell'esame. [28]

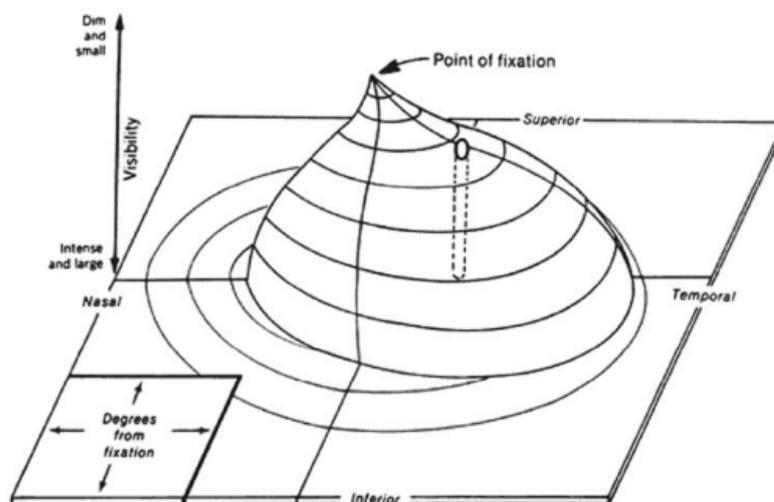
Il trattamento degli adenomi ipofisari varia in base a diversi fattori quali dimensione, tipo e sintomatologie. Le principali azioni terapeutiche includono:

- Chirurgia se si parla di macroadenomi non funzionanti, in presenza di alterazioni del CV e per adenomi non secernenti. L'intervento avviene per via transnasofenoidale o transcranico [28].
- Terapia medica: È il trattamento di prima scelta per i PRLomi, che vengono trattati con farmaci dopamino-antagonisti, mentre negli adenomi come GH-omi e TSH-omi vengono impiegati gli analoghi della somatostatina. [28]
- Radioterapia e radiochirurgia nel caso in cui la chirurgia ed il trattamento medico non assicurino un completo controllo della malattia. [28]

### 1.3 Esame del campo visivo

Come discusso nei paragrafi precedenti, l'esame del CV riveste un ruolo chiave nella diagnosi e nel monitoraggio delle patologie oftalmologiche e neurologiche. Questo esame rappresenta, infatti, uno strumento diagnostico per identificare e valutare la progressione di malattie come il glaucoma e consente anche l'identificazione di danni alle vie ottiche e alla corteccia visiva.

L'esame del CV misura non solo l'estensione del CV, come precedentemente discusso nel paragrafo 1.1, ma anche la sensibilità alla luce. Quest'ultima varia tra individui diversi ed anche rispetto alla posizione all'interno del CV, non essendo uniforme in tutta l'estensione del CV. In soggetti sani e in condizioni di illuminazione diurna, la sensibilità è massima nella zona centrale del CV e diminuisce verso la periferia in modo graduale [3]. Per quanto appena detto, la sensibilità del CV può essere rappresentata come un grafico tridimensionale nel quale gli assi x e y rappresentano i meridiani ed i paralleli del CV, invece l'asse z rappresenta la sensibilità alla luce [3]. Tale modello viene generalmente chiamato 'Hill of vision', in figura 1.6, rifacendosi alla definizione di Harry Traquair, che per primo paragonò il CV ad un 'Isola di visione che si erge in un mare di cecità' [30], e fornisce una rappresentazione della funzione visiva di un soggetto [3].



**Figura 1.6:** Rappresentazione della "collina della visione", che illustra la sensibilità visiva in relazione alle posizioni del CV [31]

Nella collina si distinguono tre aree principali: la zona del "visto", che si trova all'interno della collina della visione, la zona del "non visto" che si trova al suo esterno ed infine la zona foveale, che si trova all'apice della collina. La fovea

rappresenta il punto di maggiore sensibilità luminosa ed, in condizioni fisiologiche rappresenta il punto di fissazione [5].

Le differenze tra una collina della visione patologia e una normale, rappresentano indicatori significativi nell'identificazione della perdita del CV e delle patologie correlate ad esse: analizzando le variazioni è possibile determinare il pattern e la forma della perdita della vista. Le differenze si possono manifestare come restringimenti dei confini del CV o come depressioni della sensibilità, che possono interessare l'intero CV o essere localizzate in aree specifiche (scotomi). Inoltre, analizzando tali differenze è possibile individuare le differenze nel CV tra i 2 occhi [3].

L'esame del CV ha una lunga storia che risale a oltre 2000 anni fa. Nel V secolo a.C., Ippocrate riconobbe e descrisse un'emianopsia, mentre nel 150 a.C. Ptolemio definì che la forma del CV fosse approssimativamente circolare. Nel 175 a.C. Galeno tentò per la prima volta di misurare il CV, tuttavia solo nel 1602 Ulmus riuscì a rappresentarlo per la prima volta; nel XVII secolo Mariotte descrisse la macchia cieca, collegandola alla papilla ottica. Nel XIX secolo, Thomas Young stabilì per la prima volta i limiti del CV che furono successivamente perfezionati da Pukije grazie a tecniche più precise. Fino al 1856, la valutazione del CV è stata quasi totalmente di tipo qualitativo; fu grazie ad Albrecht von Graefe che si parlò per la prima volta di quantificazione del difetto perimetrico, ponendo le basi della perimetria clinica moderna. Solo nel 1889, grazie all'invenzione di uno schermo tangente da parte di Jannik Bjerrum, la perimetria iniziò a diffondersi in larga scala. Usando mire di colore bianco e di diversa grandezza proiettate su uno sfondo scuro, egli stabilì le caratteristiche di tridimensionalità del CV. Questo strumento rese evidente l'importanza della perimetria nella pratica clinica quindi favorì la diffusione della stessa nella comunità scientifica. Successivamente, nel 1930, venne tracciato anche il CV periferico, grazie al perimetro ad arco sviluppato da Aimark. Il maggior contributo alla diffusione universale dello studio del CV fu dato da Hans Goldmann, che nel 1945 sviluppò un perimetro a cupola emisferica, con sfondo ad illuminazione costante su cui venivano proiettati stimoli luminosi di intensità superiore a quella dello sfondo; egli stabilì inoltre una relazione tra la grandezza, la luminosità e la posizione degli stimoli. Il suo lavoro ebbe un impatto significativo, infatti, ancora oggi il perimetro manuale è noto come 'perimetro di Goldmann'. Nel 1966 venne introdotto il perimetro di Friedmann, ovvero il primo strumento di misurazione quantitativa statica per il CV centrale. Infine, il punto di svolta che segna la nascita della perimetria computerizzata, fu dato da due strumenti che introdussero analisi automatizzate, archiviazione elettronica e interpretazione computerizzata, migliorando l'affidabilità e l'efficienza dei sistemi. Tali strumenti furono fornito da Fankhauser e dai suoi collaboratori e da Anders Heijl e i suoi collaboratori. I primi, negli anni '70 idearono il primo perimetro automatico, denominato Octopus. Tale dispositivo consentiva di effettuare misurazioni del CV

in modo più rapido, standardizzato e preciso, rispetto ai precedenti metodi manuali, rivoluzionando la pratica clinica. I secondi svilupparono il perimetro Humphrey Field Analyzer (HFA) che oggi è lo strumento più diffuso al mondo [32, 5].

## Storia del Campo Visivo

<b>V sec a.C.</b>	Ippocrate riconosce e descrive un'emianopsia
<b>175 a.C.</b>	Galeno prova a misurare il campo visivo
<b>150 a.C.</b>	Ptolemio definisce la forma del VF come circolare
<b>1602</b>	Ulmus rappresenta il campo visivo
<b>XVII sec</b>	Mariotte descrive la macchia cieca
<b>XIX sec</b>	Young e Purkije definiscono i limiti del VF
<b>1856</b>	Von Graefe quantifica il difetto perimetrico
<b>1889</b>	Bjerrum inventa lo schermo tangente, favorendo la diffusione della perimetria
<b>1930</b>	Aimark sviluppa il perimetro ad arco con cui si traccia il VF periferico
<b>1945</b>	Goldmann sviluppa la perimetria manuale
<b>1966</b>	Fridemann sviluppa il perimetro per la misura quantitativa del VF statico
<b>Anni '70</b>	Fankhauser e Heijl contribuiscono alla nascita della perimetria computerizzata

**Figura 1.7:** Linea del tempo dei principali sviluppi nella storia del CV, dal V secolo a.C. agli anni '70.

## 1.4 Perimetria: strumenti, metodi e unità di misura

Come descritto nel paragrafo precedente, l'esame del CV ha una lunga storia evolutiva, che ha portato allo sviluppo di strumenti e tecniche precise per la valutazione della funzione visiva. La perimetria è una tecnica utilizzata per misurare l'estensione del CV, integrando la valutazione della sensibilità del sistema visivo agli stimoli presentati all'interno del CV [33], in modo sistemico ed altamente standardizzato [3]. Nella perimetria tradizionale, l'esame prevede l'uso di un perimetro, strumento che include una cupola emisferica, sulla cui superficie vengono proiettati piccoli stimoli luminosi, per l'analisi dell'intero CV, dalla zona centrale alle regioni periferiche. La tecnica è definita campimetria quando gli stimoli sono proiettati su una superficie piana [33], tuttavia oggi tale analisi è considerata obsoleta [34]. Gli stimoli e lo sfondo della cupola sono altamente standardizzati in termini di forma, colore, dimensione, intensità luminosa e durata, al fine di garantire riproducibilità. Le condizioni di test più comuni prevedono la proiezione di uno stimolo bianco e rotondo su uno sfondo bianco con intensità luminosa più bassa. Durante l'esame il paziente è seduto frontalmente al perimetro con la testa stabilizzata e gli viene chiesto di fissare un punto centrale all'interno della cupola. Gli stimoli vengono proiettati in posizioni specifiche ed il paziente deve indicare ogni qual volta riesce a percepirne uno senza smettere di fissare il punto centrale, premendo un pulsante [3]. La minima intensità luminosa percepibile definisce la soglia luminosa del paziente correlata alla sensibilità visiva; in particolare una sensibilità ridotta è da associarsi a una soglia luminosa alta, identificativa di maggiori difficoltà visive. La luminanza è definita come il rapporto tra l'intensità luminosa emessa da una sorgente nella direzione dell'osservatore e l'area apparente della superficie emittente [35]. Essa è misurata in candele per metro quadro ( $\text{cd}/\text{m}^2$ ), tuttavia in oftalmologia viene usato l'apostilb (asb). La conversione tra apostilb e candele per metro quadrato è data dalla relazione:

$$1 \text{ asb} = \frac{1}{\pi} \text{ cd}/\text{m}^2 \quad (1.1)$$

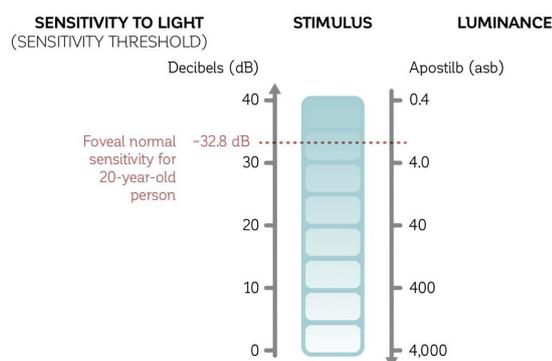
Sebbene le soglie luminose possano essere espresse in unità di luminanza, l'ampia gamma di valori e la relazione inversa tra luminanza e sensibilità alla luce rendono meno pratico il loro utilizzo nella pratica clinica. Per rendere le informazioni del CV di facile interpretazione in perimetria si usa la scala logaritmica in decibel (dB). La sensibilità alla luce in decibel è definita dalla formula 1.2:

$$\text{dB} = 10 \cdot \log \left( \frac{L_{\max}}{L} \right) \quad (1.2)$$

Dove:

- **dB**: Rappresenta la soglia di sensibilità.
- $L_{\max}$ : È la luminanza massima che il perimetro può generare.
- $L$ : È la luminanza dello stimolo alla soglia.

In figura 1.8 è mostrata la relazione tra sensibilità alla luce e luminanza. La figura evidenzia come la scala logaritmica in decibel dB comprima l'ampia gamma di valori di luminanza (asb) in un intervallo più facilmente interpretabile. Si nota come un valore di 0 dB indica che il paziente non è in grado di percepire lo stimolo perimetrico più intenso; invece, il valore di 32 dB indica una visione foveale normale per una persona di 20 anni [3]. Questa rappresentazione permette una valutazione immediata della funzionalità visiva, facilitando la diagnosi ed il monitoraggio di patologie oculari.



**Figura 1.8:** Rappresentazione della relazione tra la sensibilità alla luce (dB) e luminanza dello stimolo (asb). La scala logaritmica della luminanza varia da 4.000 (asb) a 0.4 (asb), mostrando l'inverso rapporto con la sensibilità in (dB) [3].

L'esecuzione dell'esame prevede che le condizioni ambientali siano ottimali: l'illuminazione della stanza deve rispettare le specifiche del dispositivo e deve rimanere costante durante tutta la procedura, evitando qualsiasi interferenza luminosa esterna [3].

Per ottenere una rappresentazione completa della 'collina della visione', il paziente deve riconoscere stimoli di diversa luminanza presentati in diversi punti del CV. Collegando le soglie di sensibilità rilevate in tutti i punti testati è possibile tracciare la collina della visione. Al fine di garantire risultati clinicamente significativi, vengono adottate strategie di test che individuano in modo efficiente le posizioni da analizzare e randomizzano l'ordine di presentazione degli stimoli, minimizzando il rischio che il paziente si abitui agli schemi di proiezione [3]. In conclusione, i

risultati della perimetria sono influenzati da diversi fattori che sono strettamente legati alle caratteristiche degli stimoli e alle condizioni del test. I principali sono i seguenti:

- la luminanza dello stimolo (asb);
- la superficie dello stimolo (mm<sup>2</sup>);
- il tempo di presentazione dello stimolo (ms);
- il movimento dello stimolo in termini di velocità (gradi/sec);
- la luminanza dello sfondo (asb)

### 1.4.1 Perimetria statica e cinetica

Esistono diversi tipi di perimetria attualmente in uso. In base alla modalità di presentazione degli stimoli, si distingue tra perimetria statica e cinetica. Nella tabella 1.2 sono riassunte le principali differenze tra i due tipi di perimetria. In questo paragrafo saranno descritte le peculiarità e i risultati di ciascun tipo di perimetria.

	Statico	Cinetico
<b>Vantaggi</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Standard clinico di riferimento</li> <li>• Soglie di sensibilità con alta precisione</li> <li>• Completamente automatizzato</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta risoluzione spaziale</li> <li>• Test rapido per la periferia</li> <li>• Fornisce informazioni su altre funzioni visive</li> <li>• Altamente interattivo, flessibile e adattabile</li> </ul>
<b>Punti di forza</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Piccoli cambiamenti nelle soglie di sensibilità</li> <li>• Cambiamenti nell'area centrale</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Piccoli cambiamenti nell'estensione spaziale di un difetto</li> <li>• Cambiamenti periferici</li> <li>• Visione residua in malattie avanzate</li> </ul>
<b>Utilizzi comuni</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Glaucoma</li> <li>• Malattie maculari</li> <li>• Test dell'abilità visiva</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Condizioni neuro-oftalmologiche</li> <li>• Malattie della retina periferica</li> <li>• Ipovisione</li> <li>• Bambini</li> <li>• Pazienti con deficit cognitivi</li> </ul>

**Tabella 1.2:** Confronto tra perimetria statica e cinetica [3].

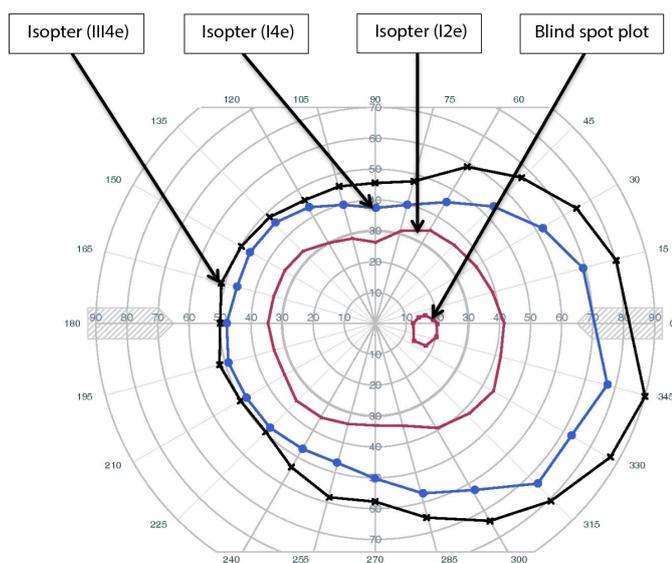
## **Perimetria statica**

La perimetria statica rappresenta un'importante tecnica nella valutazione del CV poiché risulta essere molto precisa nella rilevazione di cambiamenti nella sensibilità visiva grazie alle modalità di esecuzione del test [3]: essa consiste nel presentare al paziente stimoli fissi di luminanza variabile in punti specifici del CV; quando lo stimolo viene percepito dal paziente, nello stesso punto viene proiettato uno stimolo di luminanza minore, finché il soggetto non sarà più in grado di percepire lo stimolo. In questo modo si definiscono le soglie di sensibilità del paziente per ogni punto testato secondo una griglia precedentemente definita. La durata degli stimoli è studiata affinché si massimizzi la sommazione temporale e si minimizzino i tentativi del paziente di spostare il punto di fissazione verso lo stimolo: nei perimetri di maggiore utilizzo il tempo di esposizione varia tra i 0,2 e 0,1 sec [36]. Inoltre la perimetria statica è in genere limitata all'analisi dei 30° di visione centrale; solo in determinate situazioni, possono essere selezionate altre regioni del CV (campi visivi maculari e più periferici) [33]. Grazie a queste caratteristiche la perimetria statica è particolarmente indicata per il monitoraggio di malattie oculari a lenta progressione come il glaucoma. Inoltre essendo completamente automatica è anche facile da usare nella pratica clinica. [3] L'immagine 1.9 mostra un referto di perimetria statica; da essa è possibile notare che il risultato dell'esame offre una serie di elementi relativi all'interpretazione dei risultati del CV che hanno significativa rilevanza:

- Mappa dei valori: costituita di diversi numeri, ciascuno dei quali indica il valore di soglia luminosa espressa in db rilevata in uno specifico punto.
- Mappa in scali di grigi: rappresentazione in scala di grigi della sensibilità retinica del paziente, in cui il difetto viene evidenziato tramite tonalità di grigio differenti. Più il grigio è scuro, maggiore è la gravità del deficit.
- Mappa di probabilità: rappresentano quando è significativa la deviazione dal valore normale, grazie all'intensità maggiore del colore
- Mappa di deviazione totale: offrono un'analisi dettagliata della sensibilità retinica, infatti la prima confronta i valori di soglia (dB) ottenuti dal paziente, con quelli ottenuti da una popolazione sana divisa per età; questa mappa permette di determinare la gravità del difetto del CV.
- Mappa di deviazione dal pattern: mette in evidenza i difetti più gravi eliminando la componente diffusa del danno [37].



dello stimolo e vettori di analisi. I primi due parametri sono necessari a definire quale zona del CV si vuole studiare: stimoli più grandi e luminosi permettono l'esplorazione della periferia del CV, invece stimoli più piccoli e meno luminosi vengono usati per esaminare il centro [3]. La velocità è variabile per ogni set ed è fissata dall'operatore tra i  $3^\circ/\text{sec}$  e i  $5^\circ/\text{sec}$  per esami standard, o tra i  $2/3^\circ/\text{sec}$  per analizzare zone più piccole. La velocità dello stimolo è impostata al fine di trovare un compromesso tra accuratezza e durata del test, che deve mantenersi bassa, al fine di non causare affaticamento. Infine, anche la scelta dei meridiani (linee radiali usate per tracciare i vettori), è importante per garantire un'analisi omogenea e che copra l'intero CV [3]. Quando il paziente riconosce lo stimolo preme un apposito pulsante e la posizione è registrata come punto soglia di sensibilità luminosa. Questo processo è ripetuto lungo diversi vettori per tracciare l'intera collina della visione; le soglie di sensibilità salvate vengono poi collegate per formare linee di isosensibilità luminosa chiamate isoptere. L'esame può proseguire per esplorare diverse zone della collina della visione dopo aver variato la dimensione e la luminosità dello stimolo, ottenendo isoptere differenti, concentriche tra loro [38]. Il risultato finale dell'esame è un diagramma che contiene le isoptere tracciate, come mostrato in figura 1.10



**Figura 1.10:** Referto di perimetria cinetica, che mostra diverse isoptere ed evidenzia la posizione della macchia cieca [39].

## Capitolo 2

# Realtà virtuale

### 2.1 Realtà virtuale: introduzione e concetti base

Con l'espressione "Realtà Virtuale" (VR) si indica la simulazione di un ambiente o situazione reale con cui l'uomo può interagire, per mezzo di interfacce quali occhiali, caschi, guanti strumentati per visualizzare la scena e percepire stimoli tattili o comunicare al software i suoi movimenti [40].

La nascita della VR non è strettamente legata all'avvento del computer. L'idea nasce per la prima volta nel 1962 quando Heilig sviluppò il "Sensorama" (figura 2.1) [41].



Figura 2.1: Il Sensorama [42]

Questo macchinario, considerato il primo vero esempio di simulatore multi-sensoriale, era in grado di proiettare immagini e filmati, emettere suoni e, contemporaneamente, trasmettere vibrazioni, produrre vento e emettere anche odori. L'unico aspetto che lo distingue da un moderno sistema di realtà virtuale è la mancanza di interattività a causa del percorso prestabilito e fisso [41, 40].

Un nome importante nella storia della realtà virtuale è quello di Ivan Sutherland, il quale, nel 1965, scrisse "The ultimate display", un paper in cui sosteneva la possibilità di progettare esperienze virtuali multi-sensoriali sfruttando strumenti ingegneristici [43]. Inoltre, nel 1968, egli descrisse il primo head-mounted display (HMD) che monitorava i movimenti dell'utente e aggiornava in modo dinamico la rappresentazione grafica al fine di assicurare una corrispondenza precisa con la nuova posizione dell'osservatore, grazie all'integrazione di sensori magneto-inerziali [41]. È importante sottolineare che la tecnologia VR inizialmente veniva usata per scopi quali la simulazione di volo e l'addestramento militare. Successivamente essa si evolse e negli anni '90 furono sviluppati i primi HMD per consumatori che tuttavia risultarono poco apprezzati per le loro basse capacità grafiche. Solo vent'anni dopo l'industria del gaming sviluppò e lanciò sul mercato HMD che favorirono la diffusione della VR nelle abitazioni private. Tuttavia le barriere sono state definitivamente abbassate con il rilascio di sistemi wireless completamente autonomi (figura 2.2), che non richiedono l'utilizzo di strumenti ad alte prestazioni grafiche [44].



**Figura 2.2:** Dispositivo VR wireless [45]

Dopo aver esaminato i progressi della VR che, nel corso dei decenni, hanno permesso di sviluppare dispositivi sempre più sofisticati, è importante approfondire i concetti chiave che caratterizzano la tecnologia e le sue componenti principali, al fine di comprendere le sue applicazioni e le sue potenzialità.

La realtà virtuale rappresenta solo una delle tecnologie incluse nel concetto di realtà estesa (XR), che include anche la realtà mista (MR) e la realtà aumentata (AR). La XR si riferisce a tutti gli ambienti che combinano realtà e dimensioni virtuali e a tutte le iterazioni uomo-macchina generate dall'informatica e dai dispositivi sensorizzati indossabili [46]. Tali tecnologie condividono alcuni principi

fondamentali, ma differiscono per il loro grado di immersione ed interazione con gli ambienti simulati [47].

- La AR integra gli elementi visibili nella scena aggiungendo informazioni digitali al mondo reale che rimane comunque visibile e interattivo [47, 46].
- LaMR combina elementi digitali e reali per creare un ambiente unico in cui l'utente può interagire in tempo reale. A differenza della prima tecnologia qui gli elementi non solo coesistono ma interagiscono dinamicamente tra di loro [47, 46].
- La VR consiste nella creazione di un ambiente digitale tridimensionale che sostituisce il mondo reale, in cui l'utente muoversi, osservare ed interagire come se fosse reale [47, 46].

Dopo aver analizzato le diverse tecnologie incluse nel concetto di XR, è importante soffermarsi sulle caratteristiche specifiche che definiscono la VR. Essa, infatti, rappresenta la tecnologia in cui si basa il progetto in studio grazie alla sua capacità di creare ambienti immersivi ed interattivi.

Secondo diversi ricercatori, la VR si basa su tre proprietà principali: la (tele-) presenza, l'interattività e l'immersione. La prima è definita come la sensazione di trovarsi fisicamente in un luogo diverso rispetto a quello in cui ci si trova realmente. La seconda si riferisce al grado con cui gli utenti possono interagire e manipolare l'ambiente virtuale in tempo reale. Infine, in letteratura non si è ancora arrivati ad una definizione univoca di immersione. Per alcuni ricercatori è una qualità tecnologica che include la misura in cui la realtà è esclusa, la gamma di modalità sensoriali affrontate, la dimensione del CV, la risoluzione o la qualità del display ed infine la correttezza delle informazioni riguardanti i feedback propriocettivi. Per altri ricercatori con il termine immersione si intende un coinvolgimento soggettivo che può riguardare la forma cognitiva, sensoriale-motoria, emotiva e spaziali [44]. A seconda del grado di immersività la VR si può distinguere in:

- Non immersiva: si simula un ambiente grafico tridimensionale su uno schermo, come una televisione o un desktop, all'interno del quale l'utente può interagire o navigare. Questo tipo di VR ha un basso impatto emotivo sul soggetto, che non si sente isolato nel mondo virtuale ma è ancora immerso nel mondo reale.
- Semi-immersivi: comprendono un sistema di elaborazione grafica ad alte prestazioni accoppiato con uno schermo di grandi dimensioni. Includendo un ampio CV, questi sistemi offrono una maggiore sensazione di immersione rispetto ai primi
- Immersivi: comprendono una forma di display da indossare sulla testa che permette al soggetto di essere isolato dal mondo esterno; inoltre includono

autoparlanti, guanti dotati di sensori, joystick o altri elementi che consentono interazioni naturali tramite il movimento della testa o delle mani [48, 49].

Per sviluppare una VR sono essenziali dispositivi di visualizzazione degli elementi virtuali e sistemi utili a monitorare il movimento dell'utente. In base al tipo di VR che si vuole implementare i dispositivi di visualizzazione possono essere monitor o HMD. Questi ultimi sono tipicamente visori binoculari che mostrano a ciascun occhio una proiezione bidimensionale della scena che si vuole simulare. Da queste due proiezioni il cervello deduce le proprietà tridimensionali della scena virtuale, imitando il processo naturale di proiezione. Con la VR l'utente è libero di muoversi nello spazio simulato. Il movimento genera nuove informazioni che garantiscono il cambiamento della scena in tempo reale [50].

## 2.2 Applicazioni della realtà virtuale in medicina

Con la crescente accessibilità dei dispositivi di VR, questa tecnologia sta trovando applicazione in un numero sempre maggiore di settori quali progettazione architettonica ed industriale, marketing digitale, intrattenimento, formazione e turismo [51]. Tra questi ambiti uno dei più rilevanti è la medicina, dove la VR è considerata una risorsa utile per rivoluzionare approcci tradizionali, offrendo soluzioni immersive ed interattive in diversi contesti.

Da una revisione pubblicata dal International Journal of Science and Technology Research Archive [52] emergono tre benefici importanti dell'uso della VR in medicina:

- **Educazione del paziente:** grazie alle visualizzazioni anatomiche in ambienti tridimensionali e immersivi, e alle simulazioni procedurali che consentono di simulare procedure mediche o interventi chirurgici, il paziente è maggiormente coinvolto e motivato a seguire il trattamento. Questi strumenti, riducendo l'ansia legata all'incertezza e migliorando la comprensione del percorso terapeutico, permettono di ottenere migliori risultati clinici. Inoltre, studi come quello condotto da Hale e al. ([53]) o Kübra et al. ([54]) nel 2024 hanno dimostrato che l'utilizzo di video VR durante procedure dolorose come la rimozione di drenaggi toracici o endoscopia, riduce significativamente punteggi di dolore e ansia nei pazienti migliorandone il comfort complessivo.
- **Riabilitazione fisica e cognitiva:** la VR ha rivoluzionato gli approcci tradizionali alla riabilitazione fisica, fornendo applicazioni software che creano ambienti sicuri e controllati nei quali il paziente può eseguire esercizi, ricevere feedback e monitorare i progressi. Nella riabilitazione di pazienti operati per la ricostruzione del legamento crociato anteriore, uno studio ha evidenziato che i programmi di riabilitazione basati su VR migliorano equilibrio, forza

muscolare e propriocezione, riducendo i tempi di recupero rispetto a metodi tradizionali [55]. Anche la riabilitazione cognitiva a seguito di lesioni o ictus ha tratto notevoli benefici dalle applicazioni di VR, grazie ad esercizi personalizzati per stimolare la neuro-plasticità e migliorare specifiche funzioni cognitive. In particolare, nei pazienti post ictus, è stato dimostrato che la terapia VR migliora funzioni motorie e qualità della vita grazie all'integrazione negli esercizi di oggetti virtuali, che stimolano il recupero neurologico [56]. Inoltre l'uso di exergaming combina esercizi fisici con ambienti ludici virtuali, aumentando la motivazione e l'aderenza al trattamento [57].

- **Trattamento per disturbi mentali:** la VR si è affermata come uno strumento efficace per trattare i disturbi di salute mentale, come ansia, fobie e disturbi post-traumatici da stress, offrendo esperienze terapeutiche immersive. Per i disturbi d'ansia si sono sviluppati dei programmi software che consentono al paziente di affrontare le proprie paure in modo graduale ed in ambiente sicuro, combinando tecniche di esposizione con approcci cognitivo-comportamentali. Nel trattamento del disturbo post traumatico da stress, le applicazioni VR combinano esposizione controllata e tecniche cognitive-comportamentali, aiutando i pazienti ad elaborare i traumi, con risultati promettenti nel miglioramento della qualità della vita.

Oltre ai benefici evidenziati nella review e rafforzati da altri studi riportati sopra, ulteriori ricerche recenti mettono in risalto ulteriori utilizzi della VR in medicina. Tra questi emergono la gestione del dolore acuto e cronico, le applicazioni pediatriche e di diagnostica avanzata e la formazione medica e chirurgica. In diversi studi si è dimostrato che la VR utilizza tecniche di distrazione e neuro-plasticità per modulare la percezione del dolore cronico, ad esempio dolore muscolo-scheletrico dovuto alla fibromialgia, con effetti documentati anche sul lungo periodo [58, 59]. Si è dimostrato che la VR risulta particolarmente efficace nei bambini. Al fine di ridurre l'ansia pre-operatoria risulta utile distrarre i pazienti con giochi e video interattivi, migliorando la loro esperienza ospedaliera [60, 61]. Inoltre, simulando situazioni quotidiane e insegnando il riconoscimento delle emozioni, la VR si è dimostrata utile a migliorare le abilità sociali e di comunicazione di bambini con disturbi dello spettro autistico [62].

La VR è in fase di studio come strumento diagnostico per condizioni neurologiche, come la demenza. Infatti, questi dispositivi consentono di simulare attività quotidiane per valutare le capacità cognitive in un contesto più realistico rispetto ai test tradizionali, migliorando l'accuratezza e la validità della diagnosi [63].

Infine, oltre ai benefici diretti per il paziente, la VR è uno strumento fondamentale anche per migliorare la formazione degli operatori sanitari. Simulazioni VR realistiche permettono agli operatori sanitari di praticare interventi chirurgici e procedure complesse in un ambiente virtuale sicuro. Questo approccio riduce gli

errori medici, diminuisce i disagi legati all'assistenza medica tradizionale, riduce i costi dell'educazione e della formazione medica, migliorando la qualità della diagnosi e del trattamento [64].

In conclusione, sebbene vi siano ancora sfide da affrontare, quali limitazione degli hardware, sicurezza e privacy dei dati e del paziente ed accessibilità economica, la VR offre enormi potenzialità per trasformare l'assistenza sanitaria e migliorare i risultati clinici [52].

In questo lavoro è stato progettato un sistema di VR immersiva per simulare l'esame di perimetria cinetica. Per la realizzazione di tale sistema è stato usato il visore Meta Quest 2, sviluppato da Meta Platforms Technologies, come dispositivo HMD [65].

## 2.3 Realtà virtuale in oftalmologia

L'oftalmologia è il campo medico in cui la VR offre il suo contributo più significativo, influenzando principalmente tre aree: terapia e riabilitazione, diagnosi e supporto chirurgico e formazione.

### Terapia e Riabilitazione

La VR è ampiamente utilizzata per trattamenti di patologie oculari come la miopia e l'ambliopia, attraverso tecniche di stimolazione binoculare e giochi interattivi. Secondo gli esperti, per prevenire la miopia i bambini dovrebbero essere esposti a condizioni di luce di almeno 10000 lux per tre ore al giorno. Inoltre, lo sviluppo della miopia può essere controllato attraverso tecniche che creano una sfocatura controllata nella periferia della retina, rallentando l'allungamento dell'occhio e prevenendo un'eccessiva crescita [66]. I dispositivi di VR rappresentano un'opzione innovativa per la prevenzione e la gestione della miopia, grazie alla capacità di simulare ambienti virtuali ideali, indipendenti dal tempo e dalle condizioni atmosferiche. In questi ambienti è possibile regolare con precisione l'intensità della luce, un aspetto cruciale per la prevenzione della miopia [67]. Un ruolo importante è svolto dallo sviluppo di tecniche come il foveated rendering e l'eyetracking. Queste tecnologie permettono di produrre immagini nitide nel CV centrale e sfocate nel periferico, replicando lo stato naturale del defocus periferico. Questo effetto, mantenuto anche durante i movimenti oculari, è essenziale per regolare l'allungamento dell'asse oculare e contrastare la progressione della miopia [66]. Un'altra tecnica promettente è l'allenamento basato sulla VR per l'equilibrio della funzione visiva binoculare (BVF). Questo approccio utilizza dispositivi HMD per eseguire esercizi visivi mirati, che coinvolgono scenari interattivi per migliorare la funzione visiva binoculare e la capacità di accomodazione degli occhi, esercitando i muscoli ciliari

in modo completo. Uno studio ha esaminato l'efficacia della combinazione di atropina a basso dosaggio con l'allenamento basato su VR per l'equilibrio della BVF, trattando 136 pazienti con miopia. I risultati hanno evidenziato che i pazienti sottoposti alla terapia combinata hanno ottenuto un significativo miglioramento della visione e un aumento del diametro pupillare, rispetto al gruppo trattato con sola atropina a basso dosaggio [68].

L'ambliopia è una condizione che causa una compromissione visiva in un solo occhio, portando il cervello ad ignorare l'input visivo dell'occhio meno efficiente. Il trattamento tradizionale prevede l'uso di occlusioni o occhiali correttivi. Tuttavia, la tecnologia VR ha introdotto approcci innovativi che si basano sulla terapia binoculare dicoptica: questa mostra a entrambi gli occhi lo sfondo e solo all'occhio più debole, il contenuto del gioco. Sono stati sviluppati sistemi quali il Diplopia Game, il Vision-VRTM e l'I-BiTTM che si basano su tale principio e utilizzano tecniche avanzate per stimolare la collaborazione binoculare. Tali sistemi migliorano la collaborazione binoculare, l'acuità visiva e la percezione della profondità [67]. Infine, le tecnologie VR, grazie a tecniche quali la profondità di campo dinamica e i display varifocali, possono essere utilizzate per allenare la risposta accomodativa e la percezione visiva in ambienti simulati, al fine di migliorare la qualità visiva di persone affette da presbiopia [67].

## Diagnosi

Recenti studi hanno evidenziato la possibilità di diagnosticare e monitorare malattie oculari al di fuori di ambienti clinici utilizzando sistemi basati su VR. Ad esempio, nello studio condotto da Valadez et al. [69] è stato implementato un esame oculistico completo basato su metodi VR in una clinica gratuita. I risultati sono stati poi comparati con i metodi tradizionali. Lo studio ha dimostrato che l'esame VR, eseguito con il sistema VisuALL-K, era significativamente più rapido rispetto a quello manuale. Inoltre, i pazienti hanno apprezzato il comfort e la facilità d'uso del sistema, preferendolo agli esami manuali. I test effettuati hanno fornito risultati comparabili con i metodi tradizionali, rilevando in alcuni casi anche difetti oculari non individuati durante l'esame tradizionale.

Da altri studi è stato dimostrato che è possibile monitorare il glaucoma e tracciare nel tempo la perdita di CV, tramite esami perimetrici eseguiti a casa. I risultati di questi studi indicano che le prestazioni dei test perimetrici virtuali sono comparabili a quelle dei test convenzionali di perimetria [67]. Nel sottoparagrafo 2.3.1 verrà approfondito lo stato dell'arte dei dispositivi VR per la perimetria, analizzandone le potenzialità e le applicazioni più recenti.

## Supporto chirurgico e formazione

I dispositivi VR come il Eyesi e il MicroVisTouch, sono strumenti di formazione per tecniche microchirurgiche. Questi simulatori permettono agli studenti di oftalmologia di esercitarsi su procedure complesse usando ambienti virtuali realistici, acquisendo competenze pratiche in modo sicuro e controllato [67].

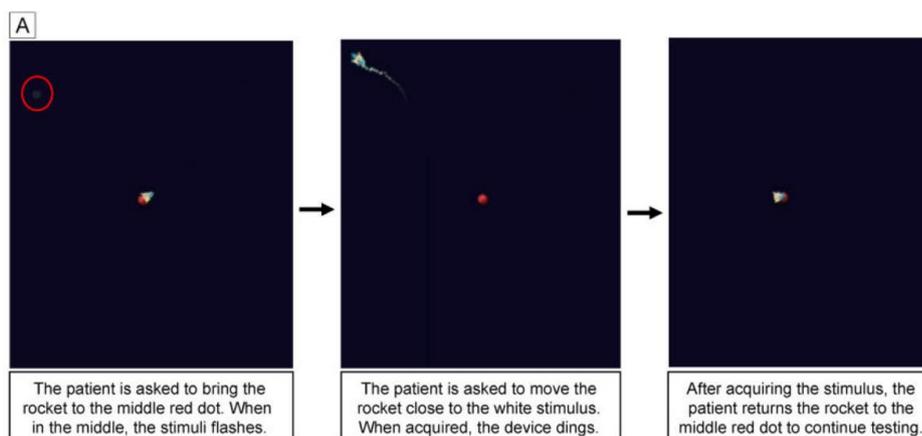
Inoltre, in uno studio di Moon et al. è stato valutato l'utilizzo di strumenti di VR nella pratica diagnostica dello strabismo, dimostrando che l'addestramento basato sulla VR migliora le capacità cliniche dei medici in formazione [70].

Nonostante i numerosi studi che dimostrano i benefici della VR nell'oftalmologia, è bene individuare quelli che possono essere i rischi nell'uso prolungato di tali tecnologie. L'esposizione prolungata alla luce artificiale, in particolare a quella blu, può comportare affaticamento visivo e sindrome dell'occhio secco, oltre ad aumentare il rischio di malattie oculari come la degenerazione maculare legata all'età. Inoltre, molti dispositivi presentano una bassa risoluzione e campi visivi limitati che possono accelerare l'insorgenza della miopia ed altri problemi di accomodazione e convergenza [68].

### 2.3.1 Realtà virtuale per la perimetria

Per superare i limiti descritti dei dispositivi gold standard della perimetria, sono stati condotti numerosi studi volti a validare l'uso di dispositivi portatili basati sulla tecnologia VR. La maggior parte di queste ricerche si concentra sulla diagnosi e sul monitoraggio del glaucoma, motivo per cui i dispositivi sviluppati si basano prevalentemente sulla perimetria statica. Il primo studio è stato condotto nel 2000 in Pennsylvania da Hollander et al., che hanno sviluppato un analizzatore del CV di tipo HMD, per permettere al paziente di rimanere a letto durante l'esame. Il sistema che includeva un visore di VR, un software dedicato ed un mouse, si è rivelato particolarmente utile per pazienti ospedalizzati con difficoltà motorie o cognitive ed ha permesso di superare i limiti dei metodi tradizionali, fornendo risultati standardizzati e grafici per rendere il confronto con esami di follow-up più facile. Il dispositivo, che ha permesso di superare i limiti dei metodi tradizionali di confronto, presentava numerosi vantaggi, quali la portabilità, la facilità d'uso e la riduzione dei tempi di esame grazie alla possibilità di testare entrambi gli occhi simultaneamente. Lo studio ha evidenziato un'alta correlazione tra i risultati ottenuti con il sistema in esame e la perimetria tradizionale, suggerendo che questa tecnologia rappresenta un valido supporto per l'esame di perimetria in contesti clinici complessi [71]. Studi più recenti su diversi dispositivi hanno confermato le potenzialità della VR in perimetria. Tra questi troviamo la piattaforma innovativa VisuALL (Olleyes, Inc., Summit, NJ), per la valutazione del CV. Essa combina una parte hardware composta dal visore HMD, da un dispositivo web-capable

e da un telecomando connesso tramite bluetooth, con una parte software che include un cloud server, un'applicazione web e algoritmi sviluppati con Unity [72]. I risultati di diversi studi hanno dimostrato l'efficacia del VisuALL nella diagnosi e nel monitoraggio del glaucoma, evidenziando una forte correlazione con il perimetro HFA, gold standard per la perimetria tradizionale, in termini di sensibilità media globale e capacità diagnostica. [72, 73, 74, 72]. Inoltre, è stata riscontrata un'elevata ripetibilità nei test intra- e inter-visita con esami ripetuti nello stesso giorno a distanza di 3 mesi [74]. Ulteriori studi hanno dimostrato la capacità del dispositivo di distinguere diversi sottogruppi di pazienti, classificandoli in categorie di glaucoma lieve, moderato e grave [72]. Il VisuALL è stato ottimizzato anche per la popolazione pediatrica, portando allo sviluppo di versioni progettate specificatamente per testare il CV binoculare nei bambini grazie all'utilizzo di un'interfaccia videoludica. In entrambi gli studi condotti da Groth et al. e da Alvarez-Falcon et al. sono stati selezionati bambini sani di età compresa tra gli 8 e i 17 anni per il primo studio e minore di 18 anni per il secondo. La sequenza del test è riportata in figura 2.3

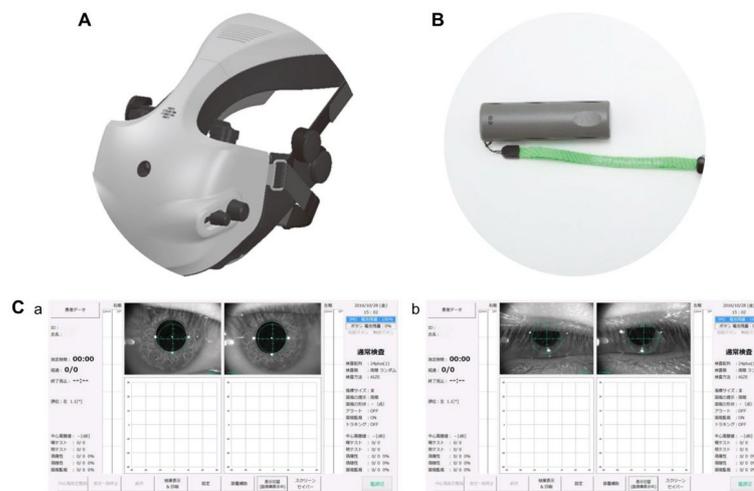


**Figura 2.3:** Paradigma generale di test per il CV pediatrico in realtà virtuale [75]

Al bambino inizialmente è mostrato il punto di fissazione rosso, descritto come il "pianeta Marte", sul quale è posizionata una navicella spaziale. Successivamente compare uno stimolo Goldmann III stazionario, descritto come una "stella cadente". Al bambino è richiesto di spostare la navicella dal punto di fissazione allo stimolo, usando il controller. Dopo aver riconosciuto lo stimolo, il visore emette un segnale acustico e il paziente deve riportare la particella sul punto di fissazione per ricominciare il test. Nonostante i tempi più lunghi di questo esame, questo approccio aumenta l'accettazione e la partecipazione dei giovani al test, mantenendo elevati standard di precisione diagnostica, dimostrata grazie al confronto dei risultati

ottenuti con l'HFA [75, 76].

Un esempio significativo di dispositivo VR per la perimetria è IMO, un perimetro portatile sviluppato da CREWT medical System. Il sistema include tre elementi, osservabili in figura 2.4: un'unità principale con schermi LDC HD e un sistema ottico separato per ciascun occhio, un tablet di controllo e un pulsante di risposta con tecnologia Bluetooth. Il dispositivo offre diversi vantaggi tra cui la portabilità, dovuta alla leggerezza e compattezza del dispositivo, la possibilità di eseguire il test senza oscuramento, e la modalità di test binoculare con occhio singolo casuale, migliorando il confort del paziente. Il vantaggio più significativo è la riduzione dei tempi d'esame grazie all'utilizzo dell'algoritmo AIZE, che tiene conto anche dell'influenza della periferia del punto di misurazione. Il dispositivo è stato studiato su un'ampia popolazione di pazienti, tra cui soggetti affetti da glaucoma primario ad angolo aperto ed altre patologie oculari, dimostrando una notevole capacità di identificazione di anomalie del CV anche in contesti clinici complessi. I risultati dei test effettuati con il dispositivo in esame risultano, infatti, in accordo con quelli ottenuti dal gold standard rappresentato da HFA, con una forte correlazione tra i valori di sensibilità media e gli indici diagnostici quali il Mean Deviation e il Visual Field Index. Inoltre, il tempo di esame è stato ridotto in media del 30-40% rispetto agli strumenti tradizionali, rendendolo particolarmente indicato per pazienti con condizioni fisiche complesse e difficoltà motorie [77, 78].



**Figura 2.4:** Dispositivo IMO. A: corpo principale, B: pulsante di risposta, C: tablet di controllo [77]

Alcuni studi evidenziano come i dispositivi basati sulla VR possano essere utilizzati per il monitoraggio domiciliare, aumentando l'accessibilità ai test di perimetria. Ad esempio, il VisuALL Virtual Reality Platform è stato testato con successo per

la valutazione a distanza del CV, mostrando un'alta correlazione con i risultati ottenuti in clinica e una maggiore frequenza di esami possibili grazie alla facilità di utilizzo e al comfort percepito dai pazienti. Questo approccio, combinato con la telemedicina, potrebbe facilitare il rilevamento precoce delle progressioni del glaucoma e migliorare la gestione della malattia in ambienti domestici [79, 80].

Oltre ai dispositivi basati su visori HMD, recenti studi hanno esplorato soluzioni che utilizzano tablet o laptop per la perimetria, fornendo un'alternativa più accessibile e portatile. Tra questi, Eyecatcher e Melbourne Rapid Fields (MRF) rappresentano due esempi significativi. Eyecatcher, sviluppato per tablet con un eye-tracker economico, elimina la necessità di supporti per il capo e di pulsanti per le risposte, rendendo il test intuitivo e adatto a contesti di screening autonomi o in aree remote. Ha dimostrato una buona correlazione con la perimetria standard e una maggiore accettabilità da parte dei pazienti grazie alla semplicità d'uso e al minor affaticamento percepito [81, 82]. Il Melbourne Rapid Fields, invece, è un'applicazione per iPad che utilizza strategie di soglia adattiva per test rapidi e portatili. Studi hanno evidenziato una buona concordanza con i risultati dell'analizzatore del campo visivo Humphrey (HFA), pur con alcune limitazioni nella rilevazione precoce dei difetti [83].

Il GlauCUTU si distingue per l'uso di una modalità di test che incorpora stimoli visivi in movimento con intensità crescente, enfatizzando la misurazione del tempo di reazione. Questo approccio mira a migliorare l'accessibilità e ridurre la fatica rispetto ai metodi tradizionali, tuttavia mantiene un'elevata affidabilità e correlazione con il gold standard [84].

Nonostante la maggior parte degli studi citati si concentri su pazienti affetti da glaucoma, la VR dimostra di essere uno strumento versatile con applicazioni anche in altri contesti clinici. Lo studio di Odayappan et al. evidenzia come il C3 Field Analyzer (CFA), un perimetro basato su VR, sia stato progettato per la valutazione di disturbi neuro-oftalmologici. Questo approccio si differenzia dagli altri dispositivi citati in quanto non si focalizza sul glaucoma, ma è orientato a identificare difetti campimetrici neurologici, come le emianopsie, attraverso un sistema portatile e di facile utilizzo [85].

Oltre ai dispositivi già trattati, numerosi altri studi hanno analizzato differenti soluzioni basate sulla VR per la perimetria. Il Radius VRP, ad esempio, ha dimostrato una buona correlazione con i risultati ottenuti dall'HFA, offrendo una portabilità superiore e un algoritmo ottimizzato per test più rapidi [86]. Il VirtualEye si distingue per l'integrazione di un sistema di eye-tracking e modalità di risposta sia manuale che oculocinetica, che lo rendono particolarmente adatto a pazienti con difficoltà motorie [87]. L'Advanced Vision Analyzer (AVA), invece, incorpora un sistema di archiviazione cloud e un algoritmo personalizzato per migliorare l'efficienza e la precisione del test [88]. Infine, il software LUXIE, progettato per funzionare con l'HTC Vive Pro Eye, elimina la perdita di fissazione grazie

a un sistema avanzato di eye-tracking, aprendo possibilità per test domiciliari e telemedicina [89]. Questi dispositivi ampliano ulteriormente le potenzialità della perimetria virtuale, migliorando l'accessibilità e l'efficienza del test visivo in una varietà di contesti clinici e domiciliari.

## Capitolo 3

# Strumenti diagnostici per l'analisi del campo visivo

### 3.1 Strumenti gold standard

I dispositivi maggiormente utilizzati per l'esame del CV sono l'analizzatore di campo visivo Humphrey prodotto da ZEISS (Carl Zeiss Meditec) ed il perimetro manuale Goldmann. Questi, oltre ad essere i gold standard nell'ambito, sono anche i due dispositivi utilizzati presso il reparto di Oculistica del Padiglione Dermatologico San Lazzaro di Torino, dove è stato condotto lo studio presentato in questa tesi.

#### 3.1.1 Il perimetro Goldman

Il perimetro manuale Goldmann, in figura 3.1, prende il nome da Hans Goldmann, l'oftalmologo svizzero che lo sviluppò nel 1945. Lo strumento consente di effettuare test di perimetria statica e cinetica, ma il suo risultato è strettamente legato all'operatore, a cui è richiesto di mappare manualmente il CV. Tale dispositivo è costituito da una cupola emisferica di raggio 30cm, colore bianco opaco e luminanza 31.5asb. Presenta inoltre un braccio meccanico che l'operatore usa per muovere gli stimoli, proiettati sulla cupola stessa. Durante l'esecuzione dell'esame l'operatore può modificare la grandezza e la luminosità dello stimolo tramite delle manopole. Lo strumento presenta anche un monocolo tramite il quale è possibile osservare l'occhio del paziente. L'esame viene effettuato in una stanza buia. Il paziente viene posizionato a 30cm dallo sfondo, viene occluso l'occhio non esaminato e richiesto di fissare un punto centrale per tutta la durata della procedura. L'operatore deve monitorare la direzione dello sguardo del paziente, verificando che rimanga fissa sul punto indicato. Durante l'esame, il paziente deve mantenere una posizione eretta poggiando mente e fronte su un apposito supporto per garantire stabilità

e accuratezza nei risultati. L'esaminatore, tramite il braccio meccanico, proietta gli stimoli sulla cupola bianca in direzione centripeta, con moto uniforme lungo i meridiani, impostandone la grandezza e la luminosità. Quando il paziente percepisce uno stimolo, deve segnalarlo premendo un apposito pulsante fornito o comunicandolo verbalmente. Il perimetrista riporta su un grafico la posizione in cui lo stimolo è stato percepito. Quando l'esame termina, i punti segnati vengono collegati e formano un'isoptera. Per l'analisi di scotomi o per la ricerca della macchia ceca, l'analisi viene effettuata in modo centrifugo [1]. Gli stimoli sono classificati in base a dimensione e intensità secondo la scala Goldmann. Per il fenomeno della sommazione spaziale, due stimoli che hanno luminanza e dimensioni diverse ma la cui somma è uguale, consentono di tracciare isoptere identiche in soggetti sani. Le dimensioni, identificate con i numeri romani, aumentano progressivamente con un'area quattro volte superiore rispetto alla precedente, come mostrato in tabella 3.1. Normalmente, la dimensione più piccola è impiegata per mappare aree del CV più piccole, invece la dimensione più grande è adatta per pazienti con visione ridotta.

<b>Superficie (mm<sup>2</sup>)</b>	
V	64
IV	16
III	4
II	1
I	1/4
0	1/16

**Tabella 3.1:** Valori delle superfici.

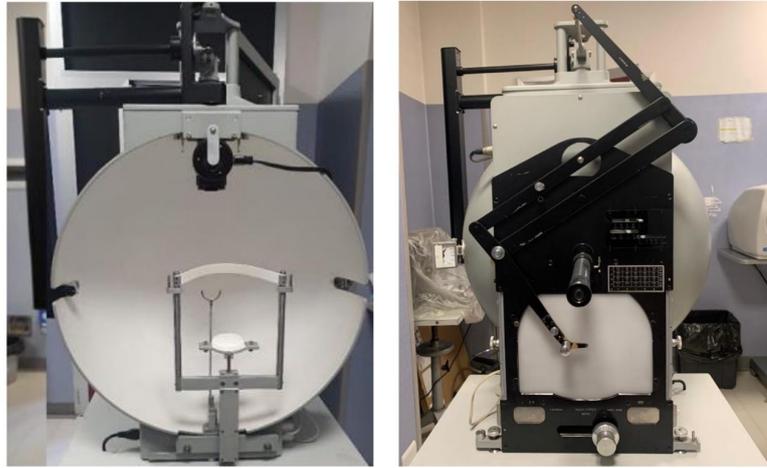
L'intensità, identificata con numeri arabi, varia di un fattore di 5dB e la variazione è riportata in tabella 3.2. Come per la dimensione, anche per l'intensità vengono impiegati stimoli più forti per testare il CV periferico, invece stimoli più deboli, sono usati per testare il CV centrale.

<b>Luminanza (asb)</b>	
4	1000
3	315
2	100
1	31.5

**Tabella 3.2:** Valori delle luminanze.

Il perimetro di Goldmann ha una sola sorgente luminosa, quindi per generare

stimoli più tenui si usano diversi filtri indicati con le lettere alfabetiche dalla "a" alla "e" [3]. Nella pratica clinica si usano le mire V/1, I/4, I/3, I/2, I/1 con il filtro di tipo "e" che consente di ottenere la luminosità massima delle mire. L'esame del CV effettuato con il perimetro di Goldmann è influenzato da variabili legate all'operatore ed al paziente. L'operatore deve monitorare la fissazione del paziente, regolare la direzione e la velocità dello stimolo, e interpretare i risultati con esperienza, rendendo il test difficile da standardizzare e soggetto a variabilità inter-operatore. Le variabili del paziente includono il diametro pupillare, la refrazione, il tempo di reazione, la capacità di rispondere correttamente agli stimoli e l'effetto apprendimento o affaticamento, che possono causare falsi positivi o negativi. Inoltre, la necessità di segnare manualmente i punti percepiti non tiene conto dei tempi di reazione, limitando efficienza e accuratezza del test.



**Figura 3.1:** Perimetro di Goldmann: vista del lato paziente (a sinistra) e del lato operatore (a destra)

### 3.1.2 Il perimetro Humphrey

L'analizzatore di campo visivo Humphrey (HFA, in figura 3.2), sviluppato da Anders Heijl[32], è attualmente il perimetro più diffuso al mondo. Oggi è prodotto dalla società Carl Zeiss Meditec e si distingue dal perimetro di Goldmann per la sua automazione, che offre un metodo più standardizzato e riproducibile. Questo permette un minor coinvolgimento del personale e una maggiore rapidità nell'esecuzione degli esami. La procedura per effettuare il test del CV è simile al perimetro Goldmann, con la differenza che gli stimoli vengono presentati in modo automatico dal dispositivo. L'esame deve essere effettuato in una stanza buia, il paziente deve essere seduto davanti al macchinario, con l'occhio esaminato occluso e con fronte e mento poggiati sull'apposito supporto. Il supporto può essere spostato

per allineare l'occhio al centro del reticolo. Al paziente viene chiesto di fissare un punto centrale nello sfondo della cupola e di premere un pulsante appena riconosce uno stimolo, che può essere fisso o in movimento, poiché l'HFA può effettuare sia esami di perimetria cinetica che di perimetria statica.



**Figura 3.2:** Perimetro di Humphrey [90]

Il dispositivo presenta elementi innovativi, quali:

- Un database che contiene una grande quantità di dati, con cui il referto di un dato paziente può essere confrontato.
- Un sistema di eye-tracking che grazie a specifiche fotocamere interne permette all'operatore di visualizzare l'occhio in esame, sullo schermo. In questo modo è possibile verificare che il paziente stia mantenendo lo sguardo fisso ed inoltre in modo automatico vengono registrate le perdite di fissazione, che possono rendere l'esame non valido.
- Una nuova strategia di esame denominata SITA Faster, che consente di ridurre la durata dell'esame.
- La possibilità di eseguire esami già presenti nel sistema oppure esami personalizzati grazie alla modifica dei parametri.
- La possibilità di guardare in tempo reale il grafico rappresentante le isoptere o i valori soglia sullo schermo del macchinario.

Le specifiche tecniche dell'HFA sono state ricavate dal manuale e sono state usate per riprodurre le stesse condizioni per l'applicazione di realtà virtuale. La cupola emisferica è di colore bianco opaco con indice di rifrazione 0.7, ha un raggio di 30 cm ed un'illuminazione di 31.5 asb. L'intensità luminosa degli stimoli può variare da 0,08 che rappresenta lo stimolo più luminoso, a 10.000 asb che rappresenta quello meno luminoso (da 0 a 51 dB) e la loro velocità, per i test cinetici, può variare da 2 a 10 °/sec, ma di default è impostata a 5 °/sec [91].

## **3.2 Limiti degli strumenti**

Gli strumenti descritti nel paragrafo 3.1 sono attualmente ampiamente diffusi e rivestono un ruolo fondamentale nella diagnosi e nel monitoraggio delle patologie visive. Nonostante ciò, presentano alcune limitazioni legate sia alle loro caratteristiche tecniche sia all'interazione con il paziente.

In primo luogo, i pazienti che presentano condizioni fisiche particolari, che sono claustrofobici o anziani, possono avere difficoltà ad effettuare l'esame che risulta spesso scomodo e stressante. Queste difficoltà sono causate soprattutto dalla necessità di mantenere una posizione seduta e dritta, con la testa ferma all'interno della cupola, per tutta la durata dell'esame, che risulta essere notevole. Inoltre, l'analisi non è eseguibile su pazienti incapaci di mantenere tronco e collo in posizione verticale o costretti a letto, ad esempio dopo interventi chirurgici, a causa della strumentazione che risulta ingombrante e non portatile. L'esame effettuato in monoculare, con l'occhio non esaminato bendato, può risultare faticoso e generare ulteriore disagio per il paziente. Un'ulteriore limitazione è rappresentata dal costo elevato dei macchinari, sia per l'acquisto sia per la manutenzione, rendendoli spesso inaccessibili a strutture con risorse limitate. Infine, è necessario effettuare l'esame in particolari condizioni ambientali, come un ambiente buio. Tuttavia, mantenere tali condizioni per tutta la durata del test può essere difficoltoso, rendendo l'esame suscettibile a interferenze luminose che ne compromettono la precisione. Al fine di superare queste limitazioni è risultato necessario sviluppare nuovi strumenti che sfruttano tecnologie avanzate, come la realtà virtuale. Questi strumenti, grazie alla creazione di ambienti più flessibili ed immersivi, si adattano alle esigenze del paziente, riducendo il disagio legato all'esame. Inoltre, l'intero processo è reso più accessibile, portatile e meno invasivo, migliorando la qualità dell'esperienza per il paziente.

### 3.3 Strumento di Studio

La presente tesi si pone l'obiettivo di migliorare l'usabilità e le prestazioni di un sistema di realtà virtuale per lo studio della perimetria cinetica. In questo paragrafo si presenta la configurazione iniziale del sistema sviluppata nelle precedenti tesi, evidenziando i risultati ottenuti dalle analisi statistiche effettuate [92, 93, 94]. Il sistema, sviluppato dal Politecnico di Torino in collaborazione con il corso di Laurea in Ortottica e assistenza Oftalmologica dell'Università di Torino, è stato progettato per superare le limitazioni dei perimetri tradizionali nell'analisi di perimetria cinetica, descritti nel paragrafo 3.2.

Il visore VR svolge un ruolo centrale nella generazione degli stimoli visivi per la valutazione del CV. Gli stimoli, configurati secondo i parametri standard della perimetria cinetica (dimensione, luminanza e traiettorie), vengono proiettati all'interno di una cupola virtuale simulata nel visore. Questa cupola, che replica l'ambiente di un perimetro tradizionale, consente di esplorare l'intero CV del paziente con traiettorie di movimento centripeto e centrifugo, per l'analisi della macchia cieca. Durante l'esame, al paziente viene richiesto di fissare un rettangolo nero centrale all'interno della cupola, mentre le mire luminose si avvicinano gradualmente dalla periferia. Il paziente interagisce con il sistema utilizzando il joystick destro, premendo il pulsante 'A' ogni volta che percepisce uno stimolo visivo.

Il sistema consente l'esecuzione di tre tipologie di pattern di test per indagare il CV, progettate per soddisfare diverse cliniche diverse:

- **Esame rapido:** è composto da un unico set di 24 stimoli con mira V/4, che si muovono, con velocità  $5^\circ/\text{s}$  su traiettorie che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con intervalli di  $15^\circ$  in modo centripeto. Inoltre, un set di 8 stimoli con stessa dimensione e luminosità, si muove alla velocità di  $2^\circ/\text{s}$  su angoli che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , ad intervalli di  $45^\circ$ , in modo centrifugo per indagare la macchia cieca. Le coordinate iniziali di questo stimolo sono  $x=15^\circ$  e  $y=-1^\circ$ , come indicato sulle specifiche tecniche del manuale HFA, usato come strumento gold standard [91]. Questo pattern è usato su pazienti che da esami precedenti di perimetria risultavano avere gradi deficit visivi anche nella periferia del CV.
- **Esame rapido con scotoma centrale:** segue il modello dell'esame rapido, ma presenta l'aggiunta di un set di 8 stimoli V/4 dedicato all'indagine dello scotoma centrale. Anche in questa analisi, come in quella della macchia cieca, gli stimoli si muovono con velocità pari a  $2^\circ/\text{s}$  in direzione centrifuga, partendo dal centro della cupola, con coordinate  $x=0^\circ$  e  $y=0^\circ$ . Questo esame è stato sviluppato per monitorare difetti localizzati, come la perdita della visione centrale dovuta a patologie retiniche o neurologiche.

- **Esame completo:** comprende 3 set di stimoli di grandezze e luminosità differenti. Il primo test comprende 24 stimoli V/4 che si muovono, con velocità  $5^\circ/s$  su traiettorie che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con intervalli di  $15^\circ$  in modo centripeto. Il secondo e il terzo set comprendono 12 stimoli per ognuno rispettivamente con mira IV/1 e III/1, che si muovono con velocità  $5^\circ/s$  su traiettorie che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con intervalli di  $30^\circ$  in modo centripeto. Inoltre anche in questo caso viene indagata la macchia cieca con un set di 8 stimoli III/1, che seguono le stesse traiettorie, con la stessa velocità dell'esame rapido. Questo esame risulta essere il più dettagliato e il più lungo ed è usato per avere uno studio dell'intero CV.

L'esame inizia nel momento in cui l'operatore apre sul proprio computer l'interfaccia grafica utente GUI, sviluppata in Python, usando la libreria *Tkinter*. Essa, mostrata in figura 3.3, rappresenta il principale punto di interazione tra l'operatore ed il sistema, facilitando la configurazione del test. Attraverso l'interfaccia, l'operatore può inserire i dati del paziente, selezionare il tipo di esame da effettuare ed indicare l'occhio da analizzare; questi dati saranno poi riportati nel referto. Solo dopo aver compilato tutti i campi, il pulsante 'START' viene abilitato e l'operatore può interagire con il comando per avviare il test. Al termine dell'esame, i dati vengono elaborati e salvati automaticamente solo successivamente alla chiusura dell'interfaccia da parte dell'operatore.

Perimetria Cinetica by Oculus

### PERIMETRIA CINETICA by OCULUS

Inserire dati paziente

Nome:

Cognome:

Data di nascita (gg/mm/aaaa):

Sesso:

Maschio

Femmina

Selezionare l'esame da effettuare:

Esame completo

Esame Rapido

Esame Rapido con Scotoma Centrale

Selezionare l'occhio da esaminare:

Occhio destro

Occhio sinistro

Selezionare tutte le voci prima di premere Start.

**Figura 3.3:** Interfaccia grafica visualizzata e compilata dall'operatore, con pulsante 'START', abilitato

Dopo aver avviato il test tramite la GUI e il visore VR, la comunicazione tra i due strumenti viene stabilita attraverso un protocollo di trasmissione basato su TCP/IP ("Transmission Control Protocol/Internet Protocol"). Questo protocollo consente uno scambio di dati sicuro e affidabile tra dispositivi connessi su reti locali, garantendo che le informazioni trasmesse siano ricevute nell'ordine corretto e senza perdite. Il sistema adotta un'architettura client-server, in cui il visore VR rappresenta il client e il computer funge da server. Per stabilire il collegamento, il client crea un socket che specifica l'indirizzo IP del server e il numero di porta su cui quest'ultimo sta ascoltando. Dopo aver stabilito la connessione, il client invia i dati relativi alle risposte del paziente, il server riceve queste informazioni e le elabora per la creazione del referto.

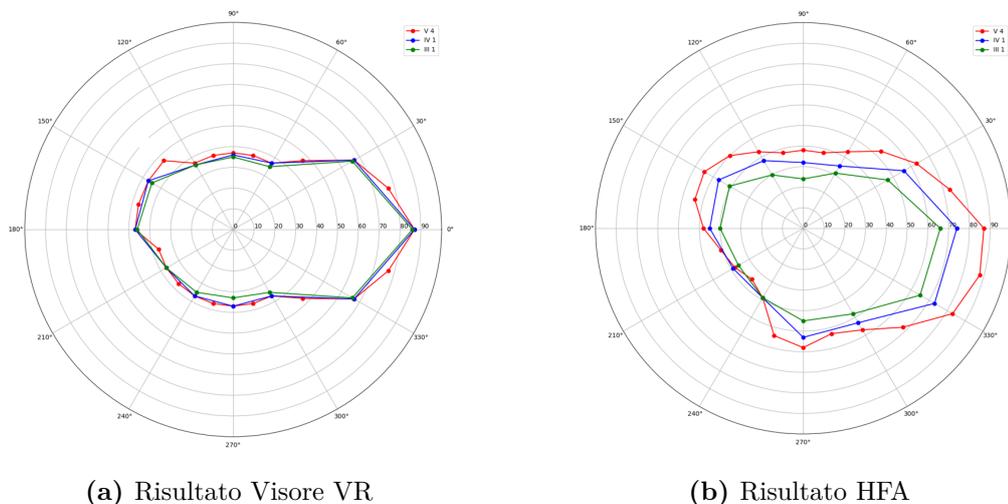
Il protocollo TCP/IP gestisce la suddivisione dei dati in pacchetti di dimensioni standard, che vengono inviati dal client sotto forma di byte. Durante l'intero esame, il server rimane in ascolto delle richieste provenienti dal client, e la connessione rimane attiva finché il test non è completato o uno dei due dispositivi decide di terminarla. Grazie a questa architettura, il sistema riesce a sincronizzare in tempo reale la generazione degli stimoli visivi e la raccolta delle risposte, offrendo un processo fluido e privo di interruzioni.

Il sistema, validato presso il reparto di oculistica dell'Ospedale San Lazzaro di Torino, ha mostrato una correlazione positiva tra i risultati ottenuti con il visore VR e quelli del dispositivo Gold standard HFA. Infatti, dalle analisi statistiche precedenti è emerso che, per un esame completo condotto su soggetti sani, l'indice di correlazione di Pearson risulta superiore a 0,8 [93]. Dai risultati dell'analisi statistica relativa all'esame rapido, condotto su soggetti con patologie, è emerso un valore medio di correlazione pari a 0,67 [94].

### **3.3.1 Aspetti critici**

Nonostante i risultati promettenti ottenuti nelle fasi di sviluppo precedenti, durante i colloqui con gli operatori che utilizzano il sistema, sono state evidenziate alcune criticità. Le principali problematiche riscontrate sono elencate di seguito:

- L'analisi dei risultati dell'esame completo, come illustrato nella figura 3.4, evidenzia isoptere coincidenti. Questo fenomeno suggerisce che il sistema esplora solo il perimetro del CV, trascurando altre aree di interesse diagnostico. Tale limitazione riduce il valore clinico del test, impedendo un'analisi dettagliata e completa del CV.



**Figura 3.4:** Rappresentazione grafica dei risultati dell'esame completo dell'occhio destro, con isoptere sovrapposte relative alle tre mire di dimensioni e luminosità differenti (V/4, IV/1, III/1).

- L'interfaccia grafica attuale è stata giudicata di difficile interpretazione dagli operatori, i quali hanno evidenziato la necessità di renderla più user-friendly. Un'altra problematica rilevata dagli operatori riguardava la procedura necessaria per salvare e gestire i dati del paziente durante l'esecuzione degli esami. In particolare, la necessità di chiudere l'interfaccia per consentire il salvataggio dei dati risultava inefficiente sotto due aspetti principali. Il primo riguardava il dispendio di tempo, dovuto sia ai lunghi tempi di riapertura dell'applicazione eseguibile, sia alla necessità di ricompilare manualmente i campi anagrafici ogni volta che si doveva rieseguire il test a causa di errori o per analizzare l'altro occhio sullo stesso paziente. Il secondo aspetto era legato al rischio di errori di battitura durante la ricompilazione, con la possibilità di registrare dati errati del paziente, compromettendo così l'accuratezza e l'affidabilità del processo.
- La connessione tra il visore VR e il computer, basata sull'utilizzo di socket e indirizzi IP, ha evidenziato alcune limitazioni operative legate alla gestione degli hotspot mobili. In particolare, l'impiego di hotspot che utilizzano indirizzi IP dinamici, assegnati tramite DHCP (Dynamic Host Configuration Protocol), comportava la necessità di aggiornare manualmente i parametri di configurazione sia sul visore che sulla applicazione eseguibile ogni volta che l'indirizzo IP assegnato cambiava. Questo processo richiedeva modifiche frequenti ai file di configurazione, aumentando il rischio di errori e rallentando

il flusso operativo. Tali problematiche risultavano particolarmente critiche in ambienti operativi dove la continuità del lavoro era essenziale, come nelle applicazioni cliniche. Inoltre, la necessità di intervenire sui file di configurazione rappresentava un ulteriore ostacolo per l'operatore, privo delle competenze tecniche necessarie per eseguire tali modifiche in autonomia. Questa mancanza di accessibilità rendeva il sistema poco adatto all'uso quotidiano, aumentando la probabilità di errori e la dipendenza da personale tecnico specializzato

- L'esame completo, data la sua natura lunga e impegnativa, può risultare particolarmente faticoso per i pazienti. Tuttavia, nella configurazione attuale del sistema, manca una funzione di pausa che permetta di interrompere temporaneamente l'esame, offrendo al paziente la possibilità di riposarsi. Questa limitazione compromette l'adattabilità del sistema, rendendolo meno adatto alle esigenze di pazienti con difficoltà fisiche o ridotta capacità di mantenere la concentrazione per periodi prolungati.

Le criticità descritte evidenziano la necessità di interventi mirati per migliorare l'usabilità e le prestazioni del sistema. Questi aspetti rappresentano il punto di partenza per gli interventi di ottimizzazione proposti in questa tesi, con l'obiettivo di affrontare e risolvere le problematiche emerse, rendendo il sistema più efficiente, adattabile e rispondente alle esigenze degli utenti. Le soluzioni implementate verranno illustrate nel capitolo 4.

# Capitolo 4

## Materiali e Metodi

Il sistema ottimizzato in questo studio consente di eseguire un esame di perimetria cinetica basato su tecnologie di realtà virtuale, progettato per emulare le caratteristiche diagnostiche degli strumenti standard. Lo studio ha coinvolto un totale di 16 volontari. I soggetti hanno effettuato l'esame di perimetria cinetica sia con l'Analizzatore di campo Humphrey sia con il visore VR. Gli esami sono stati condotti in sessioni separate, con una pausa tra i due per evitare fenomeni di affaticamento. I dati raccolti da entrambi gli strumenti sono stati confrontati tramite analisi statistiche, con l'obiettivo di valutare l'affidabilità diagnostica e l'efficacia del sistema VR rispetto agli standard clinici attuali.

### 4.1 Materiali e strumenti

L'architettura del sistema combina componenti hardware e software, integrate per garantire un funzionamento intuitivo e standardizzato. La componente hardware comprende un visore VR, un controller connesso al visore tramite Bluetooth e un computer portatile utilizzato per l'interazione con l'operatore, l'elaborazione e il salvataggio dei dati.

La componente software del sistema è composta da tre elementi principali: l'interfaccia grafica utente GUI, l'applicazione VR e il protocollo di trasmissione. La prima, sviluppata in Python, consente all'operatore di gestire i dati anagrafici del soggetto, configurare le impostazioni dell'esame, avviare la comunicazione tra i dispositivi, mettere in pausa e riavviare l'esame. L'applicazione sviluppata permette anche di elaborare i dati ricevuti e salvarli sotto forma di referti.

L'applicazione VR, sviluppata in Unity, è progettata per simulare l'ambiente di perimetria cinetica. Infine, la comunicazione tra il visore VR è basata sul protocollo di trasmissione dati, realizzato tramite la libreria Lab Streaming Layer (LSL). Questo sistema consente la trasmissione dei dati in tempo reale attraverso la rete

Wi-Fi, garantendo una sincronizzazione precisa tra i dispositivi e permettendo l'elaborazione immediata delle informazioni acquisite.

#### 4.1.1 Il visore VR

Per il sistema sviluppato, si è deciso di utilizzare il visore Meta Quest 2, prodotto da Meta Platforms. Questo dispositivo rappresenta una soluzione ideale per le applicazioni di realtà virtuale grazie alla sua elevata potenza di calcolo, alla qualità del display e alla precisione dei sensori. Inoltre, essendo un visore standalone, non dipende da hardware esterni, per cui il suo utilizzo e la sua installazione risultano facilmente gestibili. Il visore è dotato di processore Snapdragon XR2 con architettura octa-core e GPU Adreno 650, che garantiscono potenza di calcolo e fluidità nell'esecuzione di applicazioni immersive. Presenta un display LCD a commutazione rapida con risoluzione di 3664 x 1920 pixel totali (1832 x 1920 pixel per occhio) e frequenze di aggiornamento di 60HZ, 72HZ, 90HZ. La distanza tra le 2 lenti è regolabile in base alla distanza inter-pupillare del soggetto che usa il dispositivo; le distanze disponibili sono: 58mm, 63mm, 68mm. Il sistema include il tracciamento a 6 gradi di libertà grazie all'integrazione di sensori magneto-inerziali. Il dispositivo HMD include un inserto in poliuretano che va a contatto con il volto del soggetto, necessario a creare una barriera per impedire alla luce ambientale di entrare nel CV, rendendo l'esame poco accurato. Sono presenti due controller, per l'interazione con l'ambiente virtuale e un adattatore che consente di utilizzare il visore con gli occhiali.



**Figura 4.1:** Componenti del visore Meta Quest 2: visore VR, due controller touch, distanziatore per occhiali e cavi USB-C con alimentatore per la ricarica e la connessione al PC.

In tabella 4.1 sono riassunte le specifiche tecniche del visore Oculus Quest 2 [95]:

Caratteristica	Dettagli
Dimensioni	450 mm x 224 mm x 105 mm
Peso	503 g
Processore	Snapdragon XR2, octa-core, Kryo 585 (fino a 2.84 GHz), processo a 7 nm
GPU	Adreno 650
RAM	6 GB
Sistema operativo	Android 10
Display	LCD a commutazione rapida
Risoluzione	3664 x 1920 pixel (1832 x 1920 per occhio)
Frequenza di aggiornamento	60 Hz, 72 Hz, 90 Hz
Lenti	Fresnel con distanze interpupillari regolabili: 58 mm, 63 mm, 68 mm

**Tabella 4.1:** Specifiche tecniche del visore Meta Quest 2

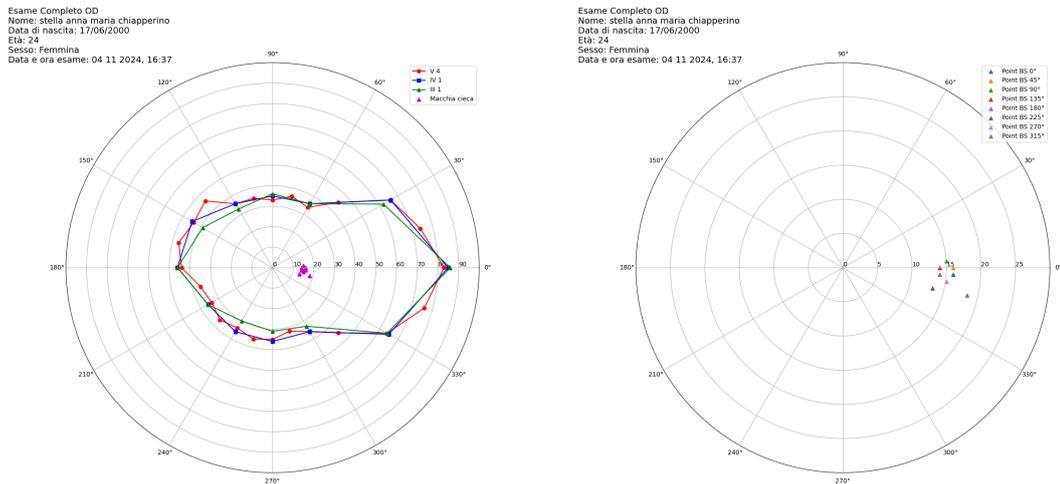
### 4.1.2 Interfaccia grafica

L'GUI sviluppata per il sistema rappresenta un elemento centrale nell'interazione tra l'operatore e il visore VR. È stata progettata in Python, un linguaggio di programmazione open-source ad alto livello orientato ad oggetti, flessibile e facilmente leggibile. Python consente di integrare librerie che facilitano l'implementazione di funzionalità avanzate come l'elaborazione dei dati, la visualizzazione grafica, la gestione dell'GUI e la comunicazione tra diversi dispositivi per lo scambio dei dati. L'applicazione è stata poi convertita in un file eseguibile, eliminando la necessità di avere Python installato sul sistema e rendendo l'applicazione facilmente accessibile e utilizzabile su qualsiasi dispositivo compatibile. L'GUI guida l'operatore attraverso un flusso operativo strutturato e intuitivo. Graficamente, essa è suddivisa in due sezioni principali: la prima dedicata ai dati anagrafici del soggetto, nella quale l'operatore deve inserire nome, cognome, data di nascita e sesso, e la seconda riservata ai parametri dell'esame, che includono il tipo di esame da effettuare e l'occhio da esaminare. Come mostrato nella figura 4.2, questa suddivisione consente di organizzare in modo chiaro le informazioni, facilitando l'interazione dell'operatore con il sistema.

**Figura 4.2:** Interfaccia grafica visualizzata dall'operatore

Dopo l'apertura dell'applicazione, l'operatore compila i campi richiesti. Il pulsante 'START' viene abilitato solo dopo che tutti i campi sono stati compilati, prevenendo errori di configurazione. Premendo il pulsante 'START' il collegamento tra il computer ed il visore viene avviato automaticamente tramite LSL, che permette lo scambio di informazioni tramite Wi-Fi. Durante l'esame, i dati acquisiti dal visore vengono inviati al computer, elaborati e salvati automaticamente. I dati vengono rappresentati in un grafico polare che include le isoptere (una nell'esame rapido e rapido con scotoma centrale e tre nell'esame completo), la macchia cieca e nel caso dell'esame dedicato, lo scotoma centrale (figura 4.3a). Un secondo grafico fornisce una versione più dettagliata della distribuzione della macchia cieca e, se presente, dello scotoma (figura 4.3b). Inoltre tutte le coordinate degli stimoli riconosciuti durante il test perimetrico, espresse in termini di meridiano e raggio, vengono salvate in un file Excel. Questi file vengono memorizzati nella cartella *RisultatiPerimetria*, situata sul desktop del computer. All'interno di questa cartella, viene creata una sotto-cartella specifica per ogni soggetto denominata nel formato *Cognome\_Nome\_DatadiNascita*, informazioni fornite dall'operatore durante la compilazione dell'interfaccia. Per ciascun esame

effettuato dal soggetto vengono poi create ulteriori sottocartelle denominate *Data\_Ora\_TipodiEsame\_OcchioEsaminato*. Questo sistema di salvataggio garantisce una gestione organizzata e chiara dei dati, rendendo semplice la consultazione e l'archiviazione dei risultati.



(a) Visualizzazione delle isoptere e della macchia cieca.

(b) Vista dettagliata della macchia cieca.

**Figura 4.3:** Visualizzazione dei risultati dell'esame perimetrico completo ottenuto tramite visore VR. In alto a destra sono visualizzati i dati anagrafici del soggetto, il tipo di esame e l'occhio esaminato e la data e l'ora dell'esame. (a) Rappresentazione delle 3 isoptere (mira V/4-IV/1-III/1) e della macchia cieca; (b) dettaglio della macchia cieca.

In questa versione del sistema, il salvataggio dei dati al termine dell'esame è automatico e avviene senza la necessità di chiudere la GUI. Questo è reso possibile grazie all'uso di threading e alla gestione asincrona degli eventi di Kivy. La funzione di raccolta dati viene eseguita in un thread separato, consentendo al ciclo principale della GUI di rimanere fluido e reattivo. Una volta completata la raccolta, il salvataggio dei dati avviene immediatamente, mentre l'GUI viene aggiornata utilizzando il metodo `Clock.schedule_once()`. Questo approccio consente di separare le operazioni principali, evitando blocchi durante l'elaborazione dei dati. Quando l'esame sul visore VR è terminato, i campi della GUI relativi all'esame vengono puliti automaticamente, consentendo di eseguire il test sull'altro occhio o di cambiare il tipo di esame. Se, invece, si desidera effettuare l'esame su un nuovo soggetto, l'operatore può premere il pulsante 'NUOVO PAZIENTE', che consente di pulire tutti i campi dell'interfaccia. Durante l'esecuzione dell'esame il pulsante 'PAUSA'

viene abilitato, permettendo di interrompere temporaneamente l'applicazione sul visore, quindi l'acquisizione dei dati. Quando cliccato, il pulsante si trasforma in 'RIPRENDI', permettendo di continuare l'esame in qualsiasi momento. Questa funzionalità rappresenta un vantaggio significativo, soprattutto per i soggetti che trovano difficoltà nel completare esami più lunghi. La possibilità di fermarsi e riprendere l'esame offre una maggiore flessibilità e adattabilità, migliorando il comfort del soggetti e riducendo lo stress fisico e mentale. Inoltre, questa opzione consente di adattare le condizioni dell'esame in tempo reale: ad esempio, durante una pausa è possibile modificare lo stato del soggetto, aggiungendo occhiali correttivi nel caso in cui la mira diventi più piccola o il soggetto manifesti difficoltà visive. Questa capacità di personalizzazione rende il sistema più inclusivo e versatile, soddisfacendo le esigenze di più soggetti, incluse persone con difficoltà fisiche o ridotta capacità di concentrazione prolungata.

Per lo sviluppo della GUI e delle funzionalità del sistema, sono state utilizzate diverse librerie Python. *Kivy* è una libreria Python open-source che è utilizzata per creare interfacce compatibili con più piattaforme; questa fornisce widget e layout flessibili, grazie ai quali è possibile creare interfacce con sezioni ben organizzate. La libreria *pylsl* consente lo scambio continuo di dati e comandi tra dispositivi garantendo una latenza minima. La libreria *NumPy* è stata utilizzata per effettuare calcoli necessari a elaborare i dati acquisiti, che poi sono stati salvati in formato tabellare grazie alla libreria *Pandas* e proiettati in un grafico polare per la visualizzazione con la libreria *Matplotlib*.

### 4.1.3 Lab Streaming Layer per la trasmissione dati

Il sistema sviluppato si avvale di Lab Streaming Layer (LSL) per la trasmissione dei dati tra il visore VR e il computer. L'LSL è un sistema sviluppato per la gestione e la sincronizzazione di dati temporali provenienti da diversi dispositivi, con particolare applicazione negli esperimenti di ricerca. Questa tecnologia consente di raccogliere, trasmettere e sincronizzare dati in tempo reale o quasi reale, facilitando l'integrazione tra diversi strumenti di acquisizione. Il sistema è composto da una libreria principale (*liblsl*) e da una serie di strumenti software basati su di essa. La libreria *liblsl* funge da componente di trasporto e offre interfacce per diversi linguaggi di programmazione, tra cui C, C++, Python, Java, C# e MATLAB, rendendo LSL facilmente integrabile in ambienti di sviluppo eterogenei. Inoltre, la sua compatibilità multiplatforma consente di utilizzarlo su sistemi operativi, oltre a supportare diverse architetture hardware. Oltre alla libreria principale, LSL mette a disposizione una serie di strumenti software che ne ampliano le funzionalità. Tra questi figurano applicazioni per la registrazione e l'importazione dei dati, oltre a strumenti che permettono di condividere sulla rete di laboratorio i segnali acquisiti da diversi dispositivi, come sensori EEG, sistemi di motion capture e dispositivi

per l'analisi audio. Questa versatilità rende LSL una soluzione particolarmente adatta a studi che richiedono una sincronizzazione precisa tra dati provenienti da sorgenti multiple.

Per gestire il flusso di dati, LSL utilizza il concetto di stream, che è definito come un canale attraverso il quale vengono inviati e ricevuti i dati. Ogni stream è identificato da un nome univoco e da metadati che ne descrivono il contenuto, come il tipo di dato (float, intero, stringa...) e il numero di canali. Nello specifico, nel progetto sviluppato LSL è stato utilizzato per gestire due flussi separati di dati: uno stream, chiamato *VisualFieldTest* che trasmette i dati dell'esame dal visore al PC e un secondo stream, *CommandStream*, che trasmette i comandi di "Pausa" e "Resume" al visore dal computer.

La trasmissione dei dati avviene attraverso due componenti principali: *StreamOutlet* e *StreamInlet*. Per avviare la comunicazione, è necessario definire uno stream mediante l'oggetto *StreamOutlet*, che rappresenta il punto di trasmissione dei dati. Questo oggetto viene configurato specificando un nome univoco per lo stream, il tipo di dati che verranno trasmessi e i metadati associati. Una volta creato lo stream, *StreamOutlet* consente di inviare campioni di dati verso i dispositivi riceventi in tempo reale. Dal lato del ricevente, l'oggetto *StreamInlet* consente di accedere ai dati trasmessi.

Per individuare lo stream corretto, il metodo *resolve\_stream* effettua una ricerca dinamica sulla rete locale. Questo metodo identifica gli stream disponibili che soddisfano criteri specifici, come il nome o il tipo di dato. Una volta risolto uno stream, l'oggetto *StreamInlet* permette di connettersi a esso e iniziare a ricevere i dati. Grazie a metodi come *pull\_sample*, è possibile acquisire i campioni di dati insieme al loro timestamp. Quest'ultimo permette di gestire una perfetta sincronizzazione tra i dati scambiati tra i dispositivi, indipendentemente dalla latenza introdotta dalla rete. Questa funzionalità è essenziale per esami dinamici come quelli perimetrali, in cui la precisione temporale è fondamentale per la corretta analisi e interpretazione dei risultati.

Oltre alla sua efficienza, LSL si distingue per la sua portabilità e compatibilità. Questa flessibilità ha reso possibile la sua integrazione in questo progetto, permettendo una comunicazione fluida tra componenti sviluppate su piattaforme e con linguaggi differenti [96].

Rispetto a una comunicazione basata su socket TCP/IP, il sistema LSL offre diversi vantaggi significativi. Innanzitutto, LSL fornisce un sistema nativo per la sincronizzazione dei dati, attribuendo un timestamp preciso a ogni campione trasmesso, eliminando la necessità di implementare manualmente meccanismi di sincronizzazione. Inoltre, LSL supporta la gestione simultanea di più flussi di dati con facilità, evitando la configurazione complessa di connessioni multiple richiesta dai socket. A differenza di una comunicazione basata su socket, LSL non dipende

da indirizzi IP o porte specifiche: i dispositivi in rete locale possono individuarsi automaticamente senza configurazioni manuali, semplificando ulteriormente il processo di collegamento. La gestione automatica di eventi come interruzioni e riprese della trasmissione rende LSL particolarmente robusto e adatto a sistemi dinamici come quello sviluppato in questo progetto. Infine, la compatibilità multi-piattaforma e multi-linguaggio di LSL lo rende una soluzione più flessibile e scalabile rispetto ai socket tradizionali, semplificando lo sviluppo e aumentando l'affidabilità della comunicazione.

#### 4.1.4 Applicazione software in realtà virtuale

L'ambiente VR per la valutazione cinetica del CV è stato sviluppato tramite la piattaforma Unity di Unity Technologies. Unity è un motore di gioco usato dagli sviluppatori per la sua capacità di creare applicazioni 2D e 3D. Tramite questa piattaforma è possibile creare e distribuire applicazioni su diverse piattaforme, tra cui computer, console di gioco, dispositivi mobili e sistemi di realtà estesa (XR). Unity usa il linguaggio di programmazione C#, noto per essere open source, orientato ad oggetti e multi-piattaforma. Ogni progetto Unity è organizzato in una o più scene, ciascuna delle quali contiene tutti gli elementi necessari. L'entità fondamentale all'interno della scena è il GameObject, che rappresenta qualsiasi oggetto all'interno del mondo virtuale. Esso funge da contenitore per i componenti, attraverso i quali acquisisce funzionalità. Tra i componenti rientrano anche gli script C# che permettono la gestione delle animazioni, dei movimenti e delle iterazioni [97, 98, 99].

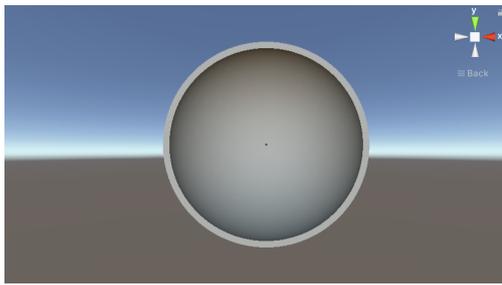
Al termine dello sviluppo del progetto, l'applicazione può essere distribuita sui dispositivi Android, attraverso la generazione di un file APK (Android App Package), che viene installato sul visore Oculus Quest 2 tramite collegamento al pc con cavo USB-C.

Nel progetto in esame, l'applicazione software che è stata sviluppata in Unity ha l'obiettivo di simulare il test effettuato sul dispositivo Gold Standard HFA. I parametri necessari per replicare le condizioni del dispositivo Gold Standard sono stati ricavati dal manuale e sono riassunti in tabella 4.2.

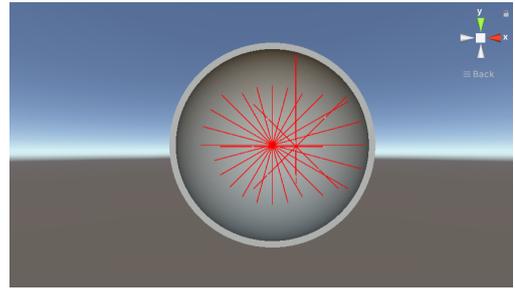
Caratteristica	Dettagli
Cupola emisferica	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Raggio: 30 cm</li> <li>• Colore: bianco opaco con indice di riflessione di 0.7</li> <li>• Illuminazione: 31.5 asb</li> <li>• Intervallo temporale massimo: 90°</li> <li>• Dimensione campo visivo: 90°</li> </ul>
Stimolo	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Intensità massima: 10000 asb</li> <li>• Durata continua per il test cinetico</li> <li>• Colore: bianco (default)</li> <li>• Velocità di movimento: 5°/s (modificabile da 2°/s a 10°/s)</li> </ul>
Mappa della macchia cieca	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Coordinate posizione: <math>x = 15^\circ</math>, <math>y = -1^\circ</math></li> <li>• Raggio di scansione: 10°</li> <li>• Velocità di movimento: 2°/s con moto centrifugo lungo un pattern a 4, 6 o 8 meridiani</li> </ul>

**Tabella 4.2:** Caratteristiche tecniche della cupola emisferica, dello stimolo e della mappa della macchia cieca.

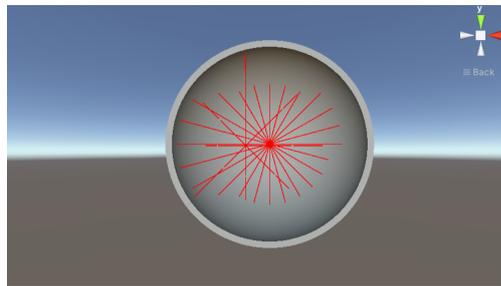
Il progetto Unity in esame si compone di 3 scene: una per l'occhio destro OD, una per l'occhio sinistro OS e una contenente solamente la cupola iniziale (figura 4.4). La cupola a forma emisferica è in comune a tutte le scene ed è caratterizzata da colore bianco, raggio pari a 30cm e luminosità pari a 31.5asb. Al centro è posizionato un quadrato nero che si richiede di fissare per tutta la durata dell'esame al soggetto.



(a) Configurazione iniziale della cupola emisferica



(b) Configurazione della cupola emisferica con visualizzazione delle traiettorie degli stimoli per l'esame dell'OD



(c) Configurazione della cupola emisferica con visualizzazione delle traiettorie degli stimoli per l'esame dell'OS

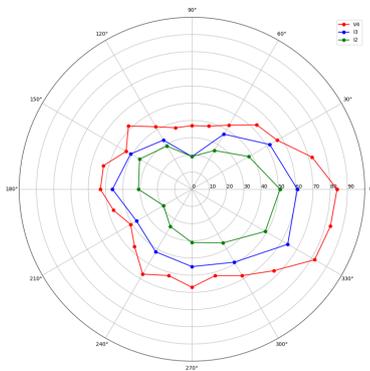
**Figura 4.4:** Scene del progetto Unity. (a) Configurazione iniziale con la cupola emisferica; (b) Scena dedicata all'OD; (c) Scena dedicata all'OS.

La cupola, gli stimoli e il test della macchia ceca sono stati implementati seguendo le caratteristiche descritte in tabella 4.2. Per i test sviluppati si è resa necessaria l'implementazione di 4 tipi di mire, ciascuna con dimensioni e intensità luminosa differenti, corrispondenti a quelle di Goldmann [3]:

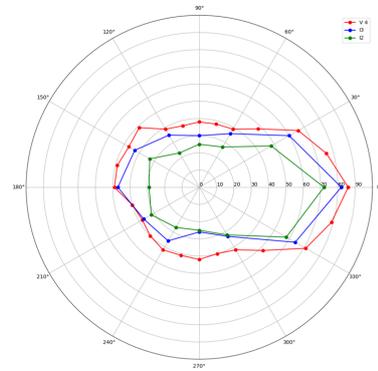
- mira V/4: caratterizzata da una superficie di  $64\text{mm}^2$  e da una luminanza di  $1000\text{asb}$ , rappresenta la mira più grande e luminosa.
- mira IV/1: caratterizzata da una superficie di  $16\text{mm}^2$  e da una luminanza di  $31.5\text{asb}$ .
- mira III/1: caratterizzata da una superficie di  $4\text{mm}^2$  e da una luminanza di  $31.5\text{asb}$ .
- mira I/3: caratterizzata da una superficie di  $1/4\text{mm}^2$  e da una luminanza di  $315\text{asb}$ .

- mira I/2: caratterizzata da una superficie di  $1/4\text{mm}^2$  e da una luminanza di 100asb.

Per le ultime due mire è stato necessario apportare modifiche rispetto al sistema iniziale, al fine di superare la limitazione evidenziata dall'analisi dei grafici polari (figura 3.4). In particolare, la sovrapposizione delle 3 isoptere nella zona del CV periferico impediva un'adeguata analisi dell'area centrale. Per risolvere tale problema, è risultato necessario modificare la grandezza e l'intensità luminosa delle mire, che nel test precedente corrispondevano alle mire IV/1 e III/1. Si è quindi proceduto a modificare il pattern utilizzato sul dispositivo gold standard HFA, impostando le mire V/4, I/3 e I/2. Questa scelta ha permesso di ottenere isoptere non sovrapposte, garantendo una copertura efficace dell'intero CV. In particolare, l'isoptera relativa alla mira V/4 si colloca a circa  $60^\circ$ , quella relativa alla mira I/3 si colloca a circa  $50^\circ$ , mentre quella della mira I/2 ricade intorno ai  $40^\circ$ , per un occhio sano. Per quanto riguarda il visore VR, tuttavia, seguendo i parametri indicati da Goldmann, non è stato possibile ridurre ulteriormente la luminanza, in quanto era già impostata al valore minimo consentito. Inoltre, diminuendo la superficie della mira a un valore corrispondente a una mira di tipo II o I, si è riscontrato che essa risultava non visibile all'interno del visore. Di conseguenza, le modifiche alla luminosità e alla grandezza delle mire sono state effettuate iterativamente, testando il sistema dopo ogni variazione, fino a ottenere un risultato che si avvicinasse il più possibile a quello del gold standard. Il risultato è mostrato in figura 4.5.



(a) Risultato di un esame effettuato con lo strumento Gold Standard con pattern attuale



(b) Risultato di un esame effettuato con il visore VR con pattern attuale

**Figura 4.5:** Visualizzazione dei risultati dell'esame perimetrico completo con pattern sviluppato. (a) Risultato ottenuto con HFA (b) Risultato ottenuto con VR

Dopo aver effettuato il test su 2 soggetti, sui risultati ottenuti è stato calcolato

il coefficiente di Pearson per verificare la relazione del grado di relazione tra essi, ottenendo un valore medio di 0.80 per ogni occhio e per ogni mira. Sono stati sviluppati 4 diversi progetti Unity, uno per ogni esame che l'operatore può decidere di effettuare:

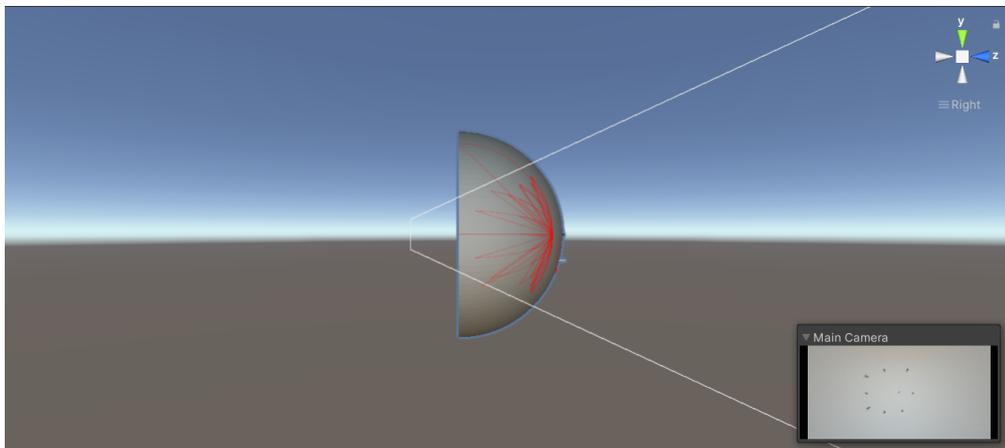
- **Esame rapido:** è composto da un unico set di 24 stimoli con mira V/4, che si muovono, con velocità  $5^\circ/\text{s}$  su traiettorie che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con intervalli di  $15^\circ$  in modo centripeto. Inoltre, un set di 8 stimoli con stessa dimensione e luminosità, si muove alla velocità di  $2^\circ/\text{s}$  su angoli che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , ad intervalli di  $45^\circ$ , in modo centrifugo per indagare la macchia cieca.
- **Esame rapido con mira più piccola:** è composto da un unico set di 24 stimoli con mira VI/1, che si muovono, con velocità  $5^\circ/\text{s}$  su traiettorie che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con intervalli di  $15^\circ$  in modo centripeto. Inoltre, un set di 8 stimoli con stessa dimensione e luminosità, si muove alla velocità di  $2^\circ/\text{s}$  su angoli che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , ad intervalli di  $45^\circ$ , in modo centrifugo per indagare la macchia cieca. È risultato necessario aggiungere questo esame per poter monitorare quei soggetti che risultavano particolarmente affaticati da test più lunghi come il completo, ma che non presentavano difetti del CV all'analisi dell'esame rapido tradizionale.
- **Esame rapido con scotoma centrale:** segue il modello dell'esame rapido, ma presenta l'aggiunta di un set di 8 stimoli V/4 dedicato all'indagine dello scotoma centrale. Anche in questa analisi, come in quella della macchia cieca, gli stimoli si muovono con velocità pari a  $2^\circ/\text{s}$  in direzione centrifuga, partendo dal centro della cupola, con coordinate  $x=0^\circ$  e  $y=0^\circ$ . Questo esame è stato sviluppato per monitorare difetti localizzati, come la perdita della visione centrale dovuta a patologie retiniche o neurologiche.
- **Esame completo:** comprende 3 set di stimoli di grandezze e luminosità differenti. Il primo test comprende 24 stimoli V/4 che si muovono, con velocità  $5^\circ/\text{s}$  su traiettorie che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con intervalli di  $15^\circ$  in modo centripeto. Il secondo e il terzo set comprendono ciascuno 12 stimoli, con dimensioni progressivamente più piccole rispetto al primo set, che si muovono con velocità  $5^\circ/\text{s}$  su traiettorie che vanno da  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con intervalli di  $30^\circ$  in modo centripeto. Inoltre anche in questo caso viene indagata la macchia cieca con un set di 8 stimoli di mira più piccola, che seguono le stesse traiettorie, con la stessa velocità dell'esame rapido. Questo esame risulta essere il più dettagliato e il più lungo ed è usato per avere uno studio dell'intero CV.

Le traiettorie degli stimoli di tutti gli esami sono mostrati in figura 4.4b per l'OD e 4.4c per l'OS. Inoltre in tutti i programmi l'esame effettuato è binoculare: non è necessaria l'occlusione dell'occhio non esaminato poiché sul display corrispondente

a tale occhio viene proiettata la sola cupola iniziale, senza gli stimoli. Un parametro fondamentale per replicare con precisione la visione dell'utente nel perimetro HFA è la configurazione della distanza tra la camera virtuale e la cupola. Questa configurazione è stata gestita tramite il GameObject della "Main Camera", che rappresenta il punto focale attraverso il quale viene definito quello che l'utente vede nel CV. In particolare l'utente percepisce nel display quello che è raffigurato all'interno del volume spaziale del "frustum di visione", una figura geometrica con forma piramidale troncata al vertice (figura 4.6. Per determinare la forma e la dimensione dell'area visibile del soggetto sono stati configurati due parametri principali:

- Field of View (FOV): regola l'ampiezza del CV dell'utente, rappresentando l'angolo tra il piano di ritaglio vicino e quello lontano. Per questa configurazione, il valore è stato impostato a  $50^\circ$ .
- Near Clipping Plane (Near): definisce la distanza minima dal punto di osservazione entro la quale gli oggetti iniziano a essere visibili nella scena. Questo parametro è stato impostato a 10%.

Un bilanciamento accurato di questi parametri è fondamentale per limitare la porzione spaziale visibile all'interno della cupola, assicurando che la traiettoria completa di uno stimolo venga percepita dall'utente in modo coerente e senza interruzioni.



**Figura 4.6:** Pannel Scene con rappresentazione del frustum di visione e main camera

Gli stimoli visivi e la loro gestione all'interno dell'esame sono controllati da diversi script in linguaggio C#, scritti tramite Visual Studio 2022. I codici permettono l'avvio dell'esame, la gestione del movimento e del cambio di posizione delle mire e

la comunicazione con il sistema esterno.

Per avviare l'esame, l'operatore seleziona l'occhio da testare premendo due pulsanti differenti sul controller. Il sistema carica automaticamente la scena corrispondente al test dell'occhio selezionato. La comunicazione tra il dispositivo di realtà virtuale e il computer dell'operatore avviene tramite Lab Streaming Layer (LSL), che permette l'invio di informazioni sullo stato degli stimoli e riceve comandi per mettere in pausa o riprendere l'esame. Durante il test, il movimento delle mire segue percorsi predefiniti e viene aggiornato dinamicamente in base a una sequenza casuale di traiettorie. Quando uno stimolo raggiunge il punto di fissazione centrale o, nel caso della macchia cieca, i blocchi precedentemente definiti, senza essere visto dal soggetto, il sistema rileva l'evento e avanza automaticamente allo stimolo successivo. Se il soggetto percepisce lo stimolo, il sistema registra le risposte, calcola la distanza percorsa dagli stimoli, determina il valore del raggio della traiettoria seguita e invia questo dato al codice Python per l'elaborazione. Infine, il sistema coordina l'attivazione e la disattivazione degli stimoli, adattandone le caratteristiche in base al pattern selezionato e alla fase dell'esame.

## 4.2 Elaborazione dei dati



**Figura 4.7:** Flusso di elaborazione dei dati

L'elaborazione dei dati segue un flusso strutturato (illustrato in figura 4.7) che parte quando il soggetto percepisce lo stimolo e termina con la creazione di un grafico polare. Questo processo avviene attraverso l'interazione tra l'applicazione software implementata in Unity ed installata sul visore VR e l'applicativo eseguibile implementato in Python ed installato sul computer dell'operatore, grazie al sistema di comunicazione LSL.

L'acquisizione dei dati inizia quando, durante l'esame, il soggetto percepisce lo stimolo nella scena e preme il pulsante "A" del controller. La pressione del pulsante viene rilevata dal sistema che procede a registrare la posizione attuale dello stimolo per confrontarla con la posizione iniziale, precedentemente salvata. Viene infatti

calcolata la distanza percorsa dallo stimolo prima di essere riconosciuto, applicando la formula della distanza euclidea nello spazio tridimensionale. Successivamente, la distanza percorsa viene convertita in un angolo misurato in gradi che rappresenta la posizione finale della mira lungo la sua traiettoria radiale. Il valore, convertito in stringa, viene inviato in tempo reale dal visore al computer dell'operatore tramite il protocollo di comunicazione descritto nel paragrafo 4.1.3. Quindi, il dato ricevuto viene convertito in un valore numerico, trasformato in radianti e salvato in una lista. Quest'ultima è successivamente ordinata in base alla traiettoria corrispondente a ciascuno stimolo. Infine, i dati vengono rappresentati in un grafico polare che mostra l'estensione del CV del soggetto, evidenziando eventuali zone di deficit, e salvati in un file Excel per consentire successive analisi statistiche.

### 4.3 Protocollo d'esame

Il protocollo d'esame di questo studio è stato progettato per valutare il CV di soggetti volontari, con l'obiettivo di verificare la conformità del test eseguito con il visore VR rispetto al metodo gold standard rappresentato dall'analizzatore di campo Humphrey. Nei paragrafi seguenti vengono descritte le diverse fasi dell'esame, dalla preparazione del soggetto fino all'esecuzione del test e alla registrazione dei dati ed i soggetti coinvolti nello studio con i criteri di inclusione utilizzati per la loro selezione.

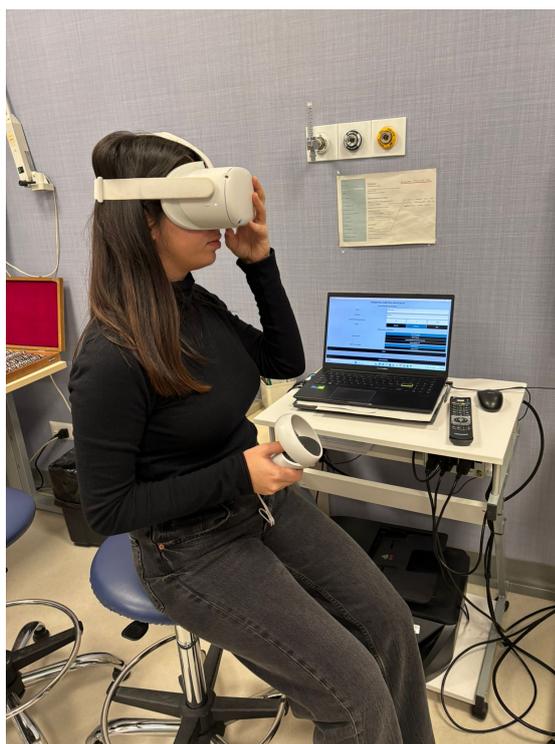
#### 4.3.1 Fasi dell'esame

Tutti i soggetti coinvolti nello studio eseguono l'esame di perimetria cinetica sia con il visore VR sia con l'analizzatore di campo Humphrey, utilizzato come strumento gold standard di questo studio. L'ordine degli esami è casuale, e tra i due test è prevista una breve pausa per consentire al soggetto di riposarsi. Dopo aver verificato che il visore e il computer siano connessi alla stessa rete Wi-Fi, l'operatore avvia l'applicazione software sul visore e compila i campi richiesti nella GUI.

Successivamente, pone il controller destro nella mano destra del volontario, seduto comodamente su una sedia, e spiega le istruzioni per l'esame. Al soggetto viene chiesto di fissare il rettangolo nero posizionato al centro della cupola virtuale e di premere il pulsante "A" del controller ogni volta che percepisce uno stimolo luminoso proveniente dalla periferia. Dopo aver spiegato le modalità dell'esame, l'operatore fa indossare il dispositivo HMD al soggetto, regolando le cinghie per adattarlo comodamente al viso (figura 4.8). Il visore è posizionato in modo da essere dritto, centrato sia orizzontalmente che verticalmente, evitando gli artefatti dovuti al bordo delle lenti e consentendo una visione nitida del display. L'esame inizia nel momento in cui l'operatore preme il tasto "B" per esaminare l'OD e il tasto "trigger" per esaminare l'OS. La prima mira è mostrata a seguito di una breve pausa per

permettere al soggetto di stabilizzarsi. Ciascun occhio è testato separatamente, senza necessità di occlusione tramite bende. Questo è reso possibile dall'applicazione Unity che è progettata per proiettare due scene differenti: nell'occhio non esaminato, il soggetto vede solo la cupola con il punto di fissazione, mentre le mire vengono proiettate solo nel display dell'occhio esaminato. Durante l'esecuzione dell'esame, il volontario può cambiare posizione e muovere la testa, grazie alla tecnologia del visore che monitora i movimenti, aggiornando la scena in base alle variazioni registrate. Dopo ogni utilizzo, il visore e il controller sono disinfettati per garantire la sicurezza igienica dei soggetti.

In questo studio i soggetti sono stati sottoposti al pattern completo. Lo stesso pattern personalizzato viene applicato al test condotto con l'HFA, garantendo la comparabilità dei risultati tra i due strumenti.



**Figura 4.8:** Esempio di svolgimento dell'esame di perimetria cinetica con visore VR

### 4.3.2 Soggetti coinvolti

Soggetto	Sesso	Età	Pattern del Test
1	M	66	V/4-I/3-I/2
2	M	64	V/4-I/3-I/2
3	F	55	V/4-I/3-I/2
4	F	79	V/4
5	F	55	V/4-I/3-I/2
6	M	62	V/4-IV/I-III/I
7	F	77	V/4-IV/1-III/1
8	M	59	V/4-I/3-I/2
9	F	61	V/4-I/3-I/2
10	F	62	V/4-I/3-I/2
11	M	58	V/4-IV/1-III/1
12	F	58	V/4-IV/1-III/1
13	F	70	V/4-IV/1-III/1
14	F	72	V/4-IV/1-III/1
15	F	80	V/4
16	F	78	V/4-IV/1-III/1

**Tabella 4.3:** Dati dei soggetti esaminati

Durante questo studio è stato testato un campione di 16 soggetti. Per ogni soggetto, l'esame del CV è effettuato su entrambi gli occhi. In tabella 4.3 sono riassunti i dati di ogni soggetto esaminato, precedentemente anonimizzati. Nel corso del progetto sono stati utilizzati due diversi pattern d'esame, la cui assegnazione ai soggetti è stata determinata dalla fase temporale in cui è stato condotto il test. Inizialmente, l'esame completo prevedeva l'uso delle mire V/4-IV/1-III/1, in quanto si trattava dell'unico pattern disponibile. Successivamente, nel corso dello studio, è stato sviluppato un nuovo pattern basato sulle mire V/4-I/3-I/2, e da quel momento

in poi i nuovi soggetti reclutati sono stati testati utilizzando questa configurazione. Per due casi specifici si è testato il soggetto tramite l'esame rapido con mira V/4.

Per la selezione dei soggetti da esaminare nello studio, sono applicati i seguenti criteri di inclusione:

1. età compresa tra i 50 e gli 80 anni;
2. capacità motorie e cognitive sufficienti a svolgere il test;
3. partecipazione volontaria

## 4.4 Metodi statistici

L'analisi statistica dei dati raccolti è finalizzata a confrontare i risultati ottenuti dagli esami svolti con il visore VR e quelli ottenuti dall'analizzatore di campo Humphrey HFA, considerato il gold standard per la valutazione del CV in questo studio. L'analisi è stata condotta separatamente per ciascuna tipologia di mira, ognuna caratterizzata da grandezza e luminosità differenti (V/4, IV/1, III/1, I/2, I/3) e per ciascun occhio esaminato. Inoltre, per garantire un'analisi più dettagliata del comportamento del visore, il calcolo delle metriche statistiche è stato eseguito per ogni soggetto separatamente, consentendo di individuare eventuali variazioni individuali nelle misurazioni.

L'analisi statistica e la creazione dei grafici sono effettuati tramite Microsoft Excel, sfruttando le funzioni integrate per il calcolo della correlazione di Pearson. Invece, per l'analisi di Bland-Altman, la media, la differenza e i limiti di concordanza sono calcolati manualmente e inseriti in un grafico a dispersione.

Le metriche usate per condurre l'analisi statistica in questa tesi sono descritte di seguito.

### Coefficiente di correlazione di Pearson

Il coefficiente di Pearson ( $r$ ) è stato utilizzato per la valutazione del grado di relazione tra le variabili; in particolare esso indica quanto i dati raccolti dai 2 strumenti siano linearmente correlati e può assumere valori compresi in un intervallo che varia tra -1 e 1, dove un valore positivo indica una correlazione diretta tra le variabili, mentre un valore negativo indica una correlazione inversa. Il grado di correlazione tra due serie di dati può essere interpretato secondo la classificazione riportata in tabella 4.4. La formula per calcolare il coefficiente di Pearson è la 4.1:

$$r = \frac{\sum(X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum(X_i - \bar{X})^2} \cdot \sqrt{\sum(Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (4.1)$$

Intervallo del coefficiente r	Interpretazione
0.90 - 1.00 (-0.90 - -1.00)	Correlazione molto alta
0.70 - 0.90 (-0.70 - -0.90)	Correlazione alta
0.50 - 0.70 (-0.50 - -0.70)	Correlazione moderata
0.30 - 0.50 (-0.30 - -0.50)	Correlazione bassa
0.00 - 0.30 (0.00 - -0.30)	Correlazione trascurabile

**Tabella 4.4:** Interpretazione dei valori del coefficiente di Pearson [100].

Dove  $X_i$  e  $Y_i$  sono le misurazioni ottenute rispettivamente con i due strumenti da confrontare,  $\bar{X}$  e  $\bar{Y}$  rappresentano le medie delle due variabili e il denominatore rappresenta il prodotto delle deviazioni standard delle due variabili. Per una rappresentazione più dettagliata della correlazione tra le misurazioni, il calcolo del coefficiente di Pearson è stato effettuato per ogni mira di ciascun soggetto e per ciascun occhio. Questo approccio permette di individuare eventuali variazioni soggettive nella concordanza tra i due strumenti e di evidenziare i casi in cui il visore presenta prestazioni differenti. I risultati sono stati riportati in una tabella riassuntiva per ciascuna mira, che mostra i valori di correlazione per ciascun soggetto e per ciascun lato. Questo consente di identificare in quali casi il visore ha mostrato prestazioni elevate e in quali, invece, sono presenti discrepanze più marcate, potenzialmente dovute a un numero elevato di outlier. Per la rappresentazione visiva di tale metrica è costruito un grafico di dispersione, assegnando un colore differente ai punti relativi a ciascun soggetto, con linea di regressione che permette di verificare come si distribuiscono i dati rispetto alla retta. L'uso del coefficiente di Pearson è appropriato solo se vengono soddisfatte le seguenti condizioni [101]:

- Le due variabili devono essere entrambe quantitative.
- La relazione deve essere lineare, in caso contrario il coefficiente non descriverà correttamente i dati.
- Non devono essere presenti outliers estremi
- La distribuzione delle variabili deve essere normale. Questa ipotesi non deve essere necessariamente soddisfatta se il campione ha una numerosità maggiore di 30 per il teorema del limite centrale [102].

### Analisi di Bland-Altman

Per la valutazione della concordanza tra i dati e la verifica dell'esistenza di eventuali discrepanze sistemiche nelle misurazioni tra i 2 strumenti, è stata utilizzata l'analisi

di Bland-Altman. Il risultato è stato rappresentato in un grafico di Bland-Altman, che ha per ordinata la differenza tra le misurazioni e per ascissa la loro media, espressa in gradi ( $^{\circ}$ ). Inoltre, sono definiti i limiti di concordanza al 95% calcolati secondo la formula 4.2:

$$\bar{D} \pm 1.96 \cdot \sigma_D \quad (4.2)$$

Dove  $\bar{D}$  è la media delle differenze tra le misurazioni ottenute con i due strumenti e  $\sigma_D$  è la deviazione standard delle differenze tra le misurazioni.

Se la maggior parte dei punti rientra nei limiti calcolati, allora i due strumenti possono essere ritenuti comparabili. Anche in questi grafici, dati appartenenti a soggetti diversi, sono stati colorati con colori differenti per una migliore interpretazione dei risultati.

### Test Statistico per la valutazione delle differenze

Per verificare se vi fosse una differenza significativa tra le misurazioni ottenute per l'occhio destro (OD) e l'occhio sinistro (OS), è stato eseguito un test statistico a due code per dati appaiati sui coefficienti di Pearson calcolati per ogni occhio. Prima di scegliere il test più appropriato, è stato necessario valutare se la distribuzione delle misurazioni dei due occhi fosse normale. Per verificare la normalità della distribuzione delle misurazioni per ciascun occhio, è stato eseguito il test di Shapiro-Wilk utilizzando *MATLAB*. Questo test è stato scelto perché particolarmente adatto per campioni di piccole dimensioni ( $n < 50$ ), in quanto ha una maggiore sensibilità nel rilevare deviazioni dalla normalità rispetto ad altri test. L'analisi è stata condotta separatamente per OD e OS, al fine di determinare il test statistico più appropriato per confrontare le misurazioni ottenute. Se i dati risultavano normalmente distribuiti, è stato applicato il t-test per dati appaiati, che permette di confrontare le medie delle misurazioni nei due occhi e verificare se la differenza tra di esse sia statisticamente significativa. Se i dati non seguivano una distribuzione normale, è stato utilizzato il test di Wilcoxon per dati appaiati, un'alternativa non parametrica che, invece di confrontare le medie, analizza i ranghi delle differenze tra le due serie di dati. Per entrambi i test, il valore critico è stato fissato a 0.05, corrispondente a un livello di confidenza del 95%. Se  $p$  risultava minore o uguale a 0.05 si è rifiutata l'ipotesi nulla, concludendo che la differenza tra le misurazioni nei due occhi non è dovuta al caso ma è significativa. Se  $p$  risultava maggiore di 0.05, non è stato possibile rifiutare l'ipotesi nulla, concludendo che eventuali differenze tra i due occhi potrebbero essere attribuibili a variazioni casuali piuttosto che a un effetto sistematico.

# Capitolo 5

## Risultati

In questo capitolo vengono presentati e analizzati i risultati ottenuti confrontando le misurazioni del CV effettuate con il visore VR, identificato come Device Under Test (DUT), e quelle registrate con l'analizzatore di campo Humphrey (Gold Standard, GS). L'analisi è stata condotta su un campione di 16 soggetti volontari, considerando il raggio dell'area visibile, ovvero la distanza angolare (espressa in gradi) tra il punto di fissazione centrale (fovea) e il limite periferico in cui lo stimolo in movimento viene percepito. Per valutare l'accordo tra i due strumenti, sono stati calcolati il coefficiente di correlazione di Pearson ( $r$ ), per determinare la relazione lineare tra le misurazioni, e l'analisi di Bland-Altman, per identificare eventuali discrepanze sistematiche. I risultati sono stati suddivisi in base alla tipologia di mira utilizzata, tenendo conto della loro grandezza e luminosità, e analizzati separatamente per ciascun occhio.

### 5.1 Risultati

L'analisi statistica condotta in questo studio ha l'obiettivo di confrontare i risultati ottenuti mediante l'esame del CV con il visore VR, rispetto a quelli ottenuti con l'analizzatore di campo Humphrey (HFA). L'analisi riguarda il raggio dell'area visibile, ovvero la distanza angolare (espressa in gradi) tra il punto di fissazione centrale (fovea) e il limite periferico in cui lo stimolo in movimento viene percepito. Questo raggio varia a seconda della direzione in cui lo stimolo viene presentato, influenzando la misura finale del CV registrato. Come descritto nel paragrafo 4.4, i dati raccolti sono stati analizzati separatamente per ciascuna tipologia di mira, caratterizzata da grandezza e luminosità differenti (V/4, IV/1, III/1, I/2, I/3), e per ciascun occhio, al fine di garantire un confronto omogeneo tra i due strumenti. Tuttavia, il numero di soggetti su cui è stata condotta l'analisi statistica varia in base alla mira utilizzata. In particolare, i primi 7 soggetti sono stati

analizzati con un pattern iniziale, che prevedeva l'utilizzo delle mire V/4, IV/1 e III/1. Successivamente, nel corso dello studio, è stato introdotto un pattern modificato, con cui sono stati testati gli altri 7 soggetti, utilizzando invece le mire V/4, I/3 e I/2. Infine, per 2 soggetti l'analisi è stata condotta esclusivamente con la mira V/4. Questa differenza nel numero di soggetti analizzati ha portato a un campione più ampio per la mira V/4, che è stata testata su 16 soggetti, mentre le altre mire sono state analizzate su un campione più ristretto di 7 soggetti. Tale aspetto potrebbe avere un impatto sulla variabilità dei risultati, in particolare per le mire con un numero inferiore di osservazioni. Per valutare il grado di accordo tra i due strumenti, sono state utilizzate diverse metodologie statistiche, ognuna con un obiettivo specifico:

- **Coefficiente di correlazione di Pearson ( $r$ )** utilizzato per determinare il grado di relazione tra le misurazioni ottenute con i due strumenti e verificare se seguono un andamento lineare.
- **Analisi di Bland-Altman** applicata per valutare la concordanza tra i due metodi di misurazione e identificare eventuali discrepanze sistemiche, tramite il calcolo della differenza tra le misurazioni e dei limiti di concordanza al 95%. Nei grafici di Bland-Altman riportati nelle sezioni sottostanti (figure 5.2, 5.4, 5.6, 5.8 e 5.10) la linea rossa rappresenta la differenza media tra le misure effettuate con i 2 metodi, la linea verde e la linea gialla rappresentano rispettivamente il limite superiore e il limite inferiore dell'intervallo di confidenza al 95%, calcolata con la formula 4.2.
- **Test statistico per il confronto tra occhio destro e occhio sinistro** eseguito per verificare la presenza di differenze significative tra le misurazioni nei due lati. La normalità delle differenze è stata valutata mediante il test statistico di Shapiro-Wilk. Se i dati mostravano una distribuzione approssimativamente normale, è stato applicato il t-test per dati appaiati; in caso contrario, è stato utilizzato il test di Wilcoxon per dati appaiati.

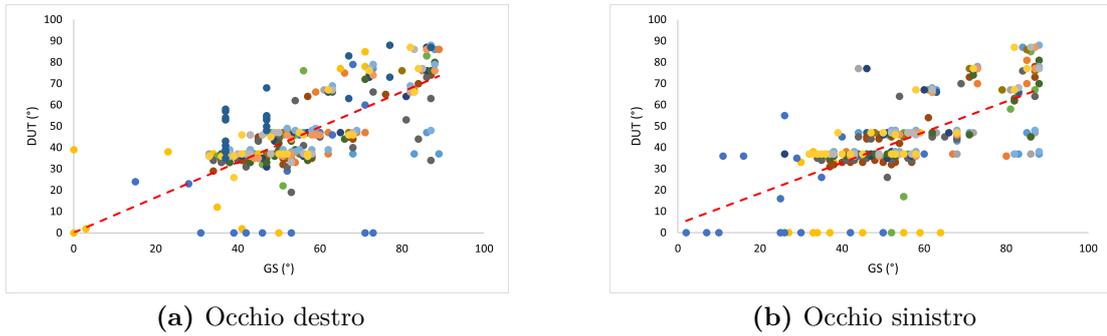
L'analisi è stata condotta separatamente per ciascuna tipologia di mira, caratterizzata da grandezza e luminosità differenti (V/4, IV/1, III/1, I/2, I/3) e per ciascun occhio, al fine di garantire un confronto omogeneo tra i due strumenti. Inoltre, il calcolo delle metriche statistiche è stato effettuato per ogni soggetto, evitando di aggregare i dati complessivamente, in modo da individuare eventuali variazioni soggettive nella risposta al test. I risultati sono presentati separatamente per ogni tipologia di mira e per ciascun occhio. Ogni sezione include i valori ottenuti e le rappresentazioni grafiche associate, tra cui diagrammi di dispersione con linee di regressione per la correlazione di Pearson e grafici di Bland-Altman per la valutazione della concordanza.

**Mira V/4**

Per la mira V/4, sono stati analizzati i dati raccolti con il visore VR e l'HFA per valutarne la concordanza. Il grado di correlazione lineare tra le misurazioni fornite dai due strumenti è stato determinato attraverso il coefficiente di Pearson. Il valore medio di  $r$  è risultato pari a 0.78 per l'OD e 0.68 per l'OS. I grafici di dispersione, in figura 5.1, mostrano una correlazione tra i dati acquisiti con il DUT e il GS, con una distribuzione dei punti attorno alla retta di regressione. In tabella 5.1 sono riportati i valori di  $r$  calcolati per tutti i soggetti.

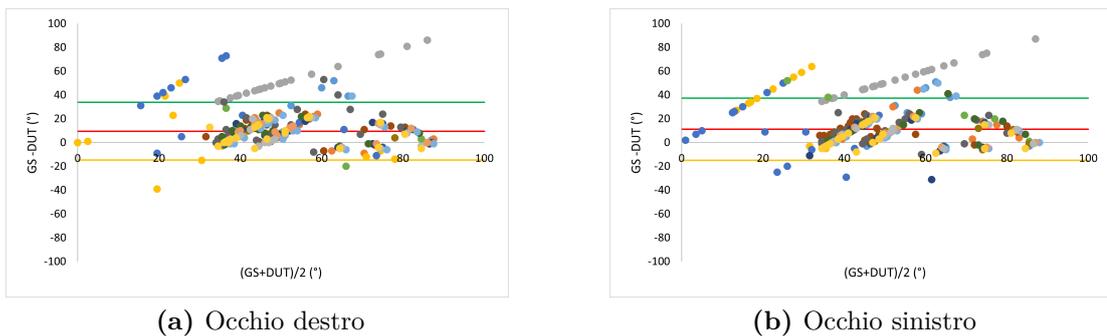
Soggetto	OD	OS
1	0,65	0,55
2	0,82	0,70
3	0,88	0,36
4	0,73	0,28
5	0,81	0,65
6	0,89	0,86
7	0,86	0,87
8	0,88	0,84
9	0,89	0,67
10	0,89	0,72
11	0,80	0,57
12	0,89	0,86
13	0,86	0,85
14	0,84	0,83
15	0,18	0,53
16	0,66	0,77

**Tabella 5.1:** Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira V/4 (OD e OS)



**Figura 5.1:** Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira V/4 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

L'analisi di Bland-Altman è stata utilizzata per confrontare le misurazioni dei due strumenti, calcolando la differenza media e i limiti di concordanza al 95%. I grafici corrispondenti sono riportati nella figura 5.2.



**Figura 5.2:** Grafici di Bland Altman per la mira V/4 (a) dell'OD e (b) dell'OS.

La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

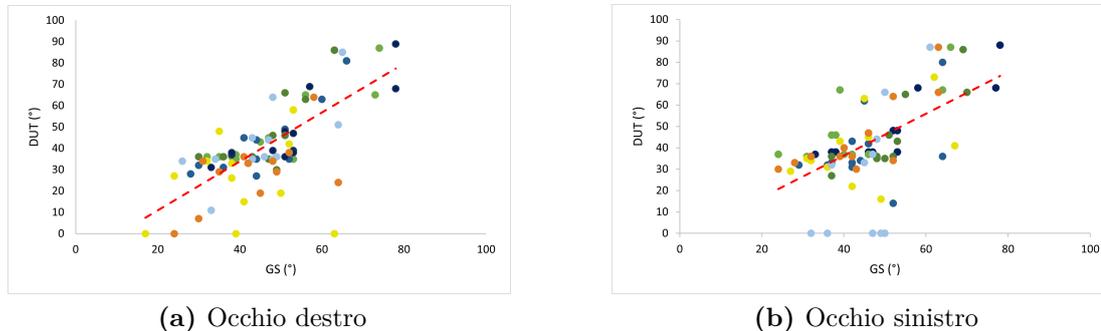
### Mira IV/1

Per la mira IV/1, sono stati analizzati i dati raccolti con il visore VR e l'HFA per valutarne la concordanza. Il grado di correlazione lineare tra le misurazioni fornite dai due strumenti è stato determinato attraverso il coefficiente di Pearson. Il valore medio di  $r$  è risultato pari a 0.71 per l'OD e 0.68 per l'OS. I grafici di dispersione, in figura 5.3, mostrano una correlazione tra i dati acquisiti con il DUT e il GS, con

una distribuzione dei punti attorno alla retta di regressione. In tabella 5.2 sono riportati i valori di  $r$  calcolati per tutti i soggetti.

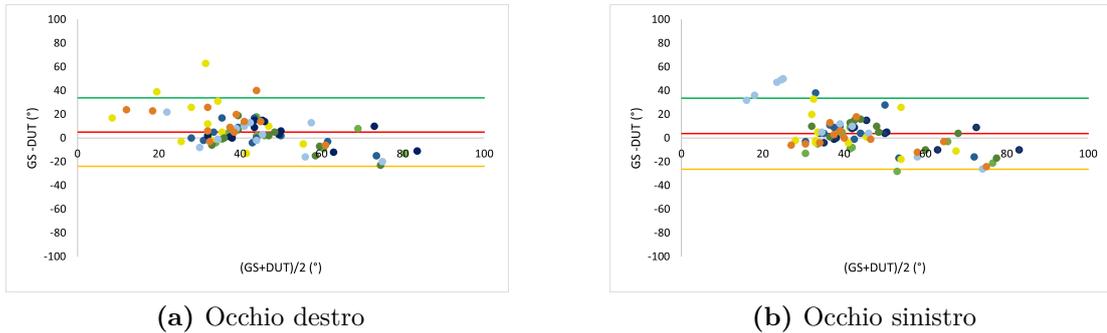
Soggetto	OD	OS
6	0,88	0,73
7	0,87	0,42
11	0,89	0,86
12	0,82	0,82
13	0,79	0,67
14	0,49	0,80
16	0,23	0,45

**Tabella 5.2:** Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira IV/1 (OD e OS)



**Figura 5.3:** Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira IV/1 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

L'analisi di Bland-Altman è stata utilizzata per confrontare le misurazioni dei due strumenti, calcolando la differenza media e i limiti di concordanza al 95%. I grafici corrispondenti sono riportati nella figura 5.4.



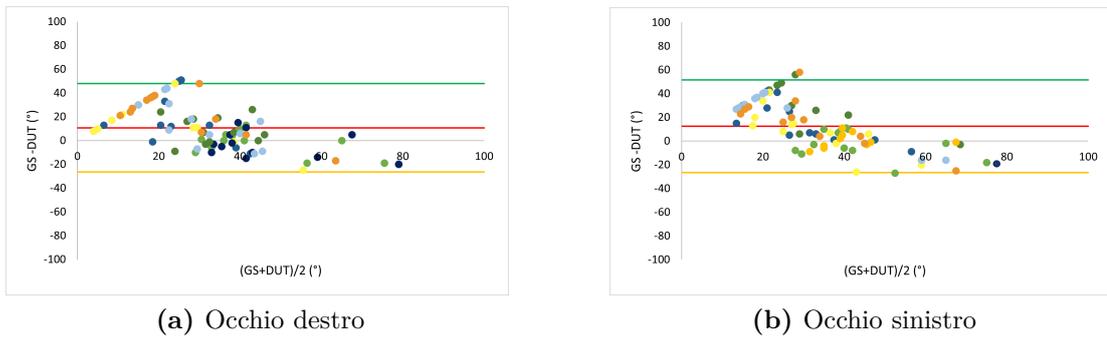
**Figura 5.4:** Grafici di Bland Altman per la mira IV/1 (a) dell'OD e (b) dell'OS. La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

### Mira III/1

Per la mira III/1, sono stati analizzati i dati raccolti con il visore VR e l'HFA per valutarne la concordanza. Il grado di correlazione lineare tra le misurazioni fornite dai due strumenti è stato determinato attraverso il coefficiente di Pearson. Il valore medio di  $r$  è risultato pari a 0.50 per l'OD e 0.64 per l'OS. I grafici di dispersione, in figura 5.5, mostrano una correlazione tra i dati acquisiti con il DUT e il GS, con una distribuzione dei punti attorno alla retta di regressione. In tabella 5.3 sono riportati i valori di  $r$  calcolati per tutti i soggetti.

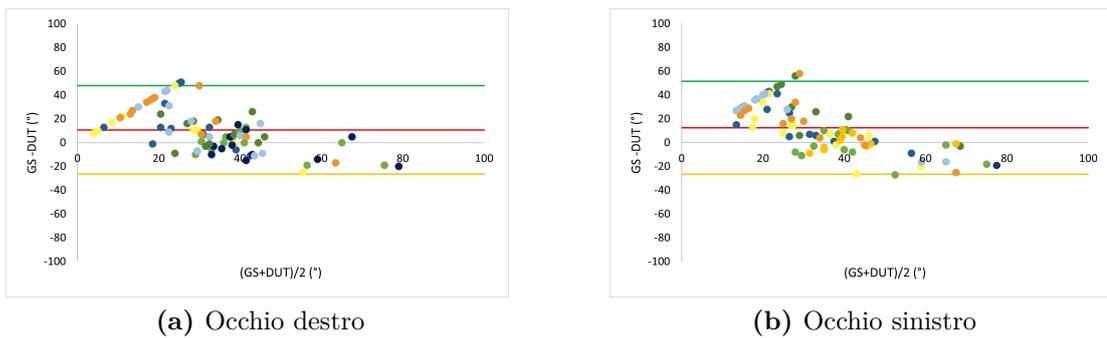
Soggetto	OD	OS
6	0,86	0,73
7	-0,06	0,54
11	0,83	0,86
12	0,34	0,55
13	0,21	0,82
14	0,72	0,51
16	0,45	0,45

**Tabella 5.3:** Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira III/1 (OD e OS)



**Figura 5.5:** Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira III/1 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

L'analisi di Bland-Altman è stata utilizzata per confrontare le misurazioni dei due strumenti, calcolando la differenza media e i limiti di concordanza al 95%. I grafici corrispondenti sono riportati nella figura 5.6.



**Figura 5.6:** Grafici di Bland Altman per la mira III/1 (a) dell'OD e (b) dell'OS. La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

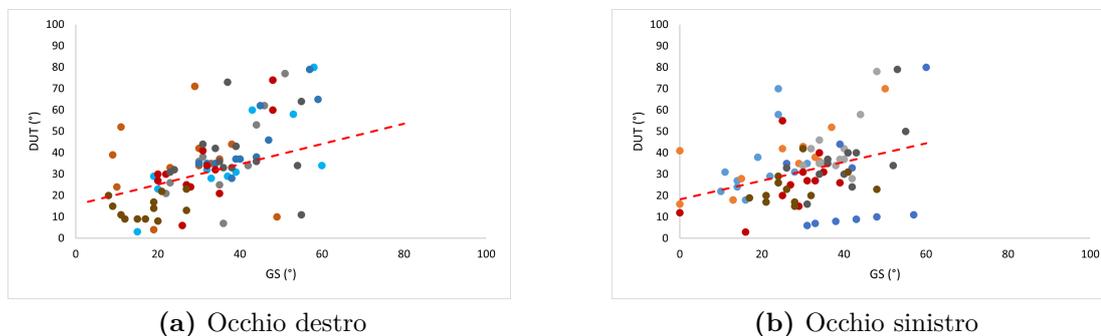
### Mira I/3

Per la mira I/3, sono stati analizzati i dati raccolti con il visore VR e l'HFA per valutarne la concordanza. Il grado di correlazione lineare tra le misurazioni fornite dai due strumenti è stato determinato attraverso il coefficiente di Pearson. Il valore medio di  $r$  è risultato pari a 0.65 per l'OD e 0.51 per l'OS. I grafici di dispersione, in figura 5.7, mostrano una correlazione tra i dati acquisiti con il DUT e il GS, con

una distribuzione dei punti attorno alla retta di regressione. In tabella 5.4 sono riportati i valori di  $r$  calcolati per tutti i soggetti.

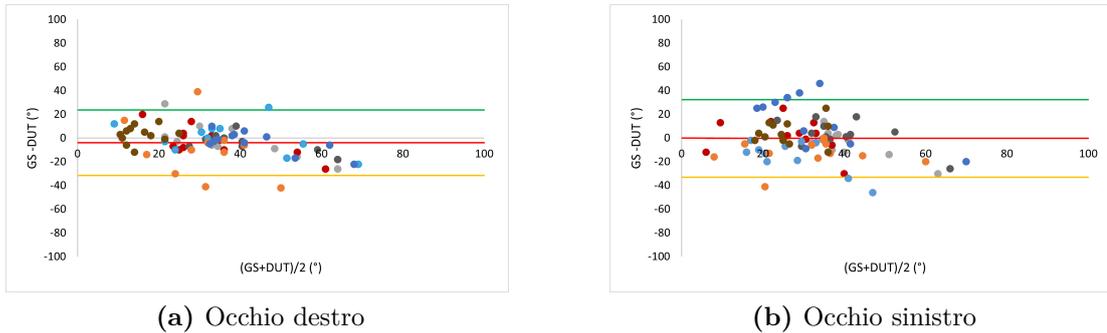
Soggetto	OD	OS
1	0,81	0,55
2	-0,06	0,73
3	0,79	0,58
5	0,88	0,32
8	0,82	0,49
9	0,88	0,64
10	0,38	0,25

**Tabella 5.4:** Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira I/3 (OD e OS)



**Figura 5.7:** Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira I/3 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

L'analisi di Bland-Altman è stata utilizzata per confrontare le misurazioni dei due strumenti, calcolando la differenza media e i limiti di concordanza al 95%. I grafici corrispondenti sono riportati nella figura 5.8.



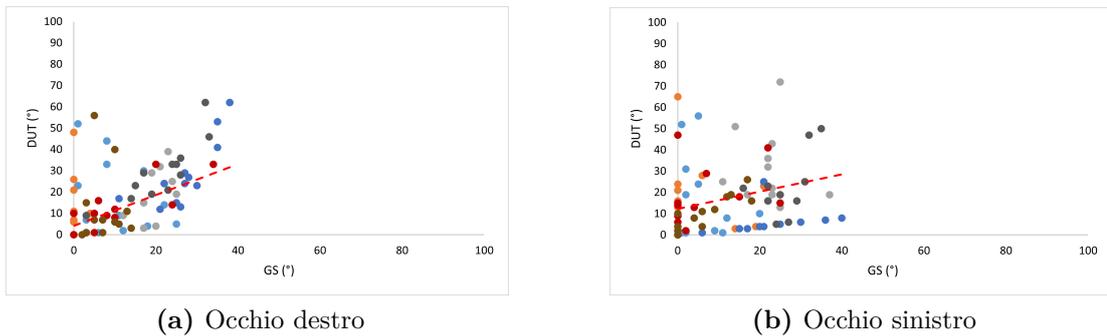
**Figura 5.8:** Grafici di Bland Altman per la mira I/3 (a) dell'OD e (b) dell'OS. La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

### Mira I/2

Per la mira I/2, sono stati analizzati i dati raccolti con il visore VR e l'HFA per valutarne la concordanza. Il grado di correlazione lineare tra le misurazioni fornite dai due strumenti è stato determinato attraverso il coefficiente di Pearson. Il valore medio di  $r$  è risultato pari a 0.35 per l'OD e 0.37 per l'OS. I grafici di dispersione, in figura 5.9, mostrano una correlazione tra i dati acquisiti con il DUT e il GS, con una distribuzione dei punti attorno alla retta di regressione. In tabella 5.5 sono riportati i valori di  $r$  calcolati per tutti i soggetti.

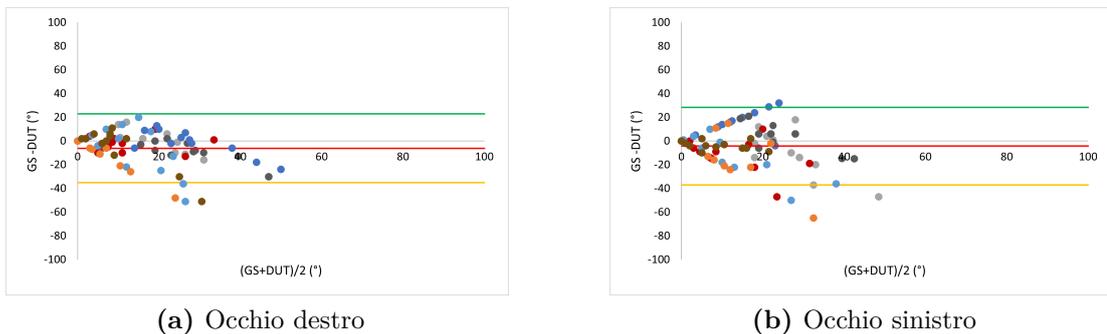
Soggetti	OD	OS
1	-0,4	0,43
2	-0,22	-0,06
3	0,56	-0,08
5	0,82	0,35
8	0,81	0,46
9	0,85	0,58
10	0,03	0,88

**Tabella 5.5:** Coefficienti di Pearson calcolati su ogni soggetto per la mira I/2 (OD e OS)



**Figura 5.9:** Grafici di dispersione con retta di regressione dei risultati ottenuti con la mira I/2 (a) per l'OD e (b) per l'OS. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

L'analisi di Bland-Altman è stata utilizzata per confrontare le misurazioni dei due strumenti, calcolando la differenza media e i limiti di concordanza al 95%. I grafici corrispondenti sono riportati nella figura 5.10.



**Figura 5.10:** Grafici di Bland Altman per la mira I/2 (a) dell'OD e (b) dell'OS.

La linea rossa mostra la differenza media, le linee verdi e gialle i limiti dell'intervallo di confidenza al 95%. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

### Test statistico per il confronto dei coefficienti di Pearson calcolati sui due occhi

I risultati del test di Shapiro-Wilk, riportati nella tabella 5.6, evidenziano che alcune distribuzioni sono normali, mentre altre risultano non normali.

Mira	Occhio	p-value	Distribuzione
V4	OD	0,000050	Non Normale
	OS	0,047	Non Normale
IV1	OD	0,016	Non Normale
	OS	0,16	Normale
III1	OD	0,60	Normale
	OS	0,25	Normale
I3	OD	0,011	Non Normale
	OS	0,73	Normale
I2	OD	0,11	Normale
	OS	0,53	Normale

**Tabella 5.6:** Risultati del test di normalità

Se entrambi gli occhi presentavano una distribuzione normale, è stato eseguito un t-test per campioni appaiati. Al contrario, se almeno uno dei due occhi non seguiva una distribuzione normale, è stato utilizzato il test di Wilcoxon per dati appaiati. In particolare, come si evince dalla Tabella 5.7, il t-test è stato applicato alle mire III/1 e I/2, mentre il test di Wilcoxon è stato utilizzato per le mire V/4, IV/1 e I/3. Il p-value è stato confrontato con il livello di significatività  $\alpha = 0.05$ .

Mira	Test	p-value	Risultato
V4	Wilcoxon	0.023	Significativo
IV1	Wilcoxon	0.75	Non significativo
III1	T-Test	0.25	Non significativo
I3	Wilcoxon	0.30	Non significativo
I2	T-Test	0.85	Non significativo

**Tabella 5.7:** Risultati dei test statistici per le diverse mire

Complessivamente, i risultati del test statistico indicano che solo per la mira V/4 si osserva una differenza statisticamente significativa tra le misurazioni dell'OD e dell'OS, mentre per tutte le altre mire analizzate non emergono differenze significative.

## 5.2 Discussione

L'analisi dei dati relativi alla mira V/4 ha evidenziato una buona concordanza tra le misurazioni ottenute con il visore VR e quelle fornite dall'analizzatore di campo HFA. Il coefficiente di Pearson medio è risultato pari a 0.78 per l'OD e 0.68 per l'OS. Secondo la classificazione riportata in tabella 4.4, questi valori indicano rispettivamente una correlazione alta (OD: 0.78) e moderata (OS: 0.68) tra le due serie di misurazioni. I grafici di dispersione riportati in Figura 5.1 mostrano un buon allineamento dei dati alla retta di regressione, suggerendo che il visore VR è in grado di fornire misurazioni confrontabili a quelle dell'HFA. L'analisi di Bland-Altman (Figura 5.2) conferma questa tendenza, evidenziando che la maggior parte delle misurazioni rientra nei limiti di concordanza al 95%. Tuttavia, si osservano alcune discrepanze tra le misurazioni ottenute con i due strumenti, con differenze che si mantengono entro un intervallo accettabile. Complessivamente, i risultati ottenuti per la mira V/4 suggeriscono che il visore VR può essere utilizzato per la misurazione del CV con una buona affidabilità rispetto al gold standard.

I risultati ottenuti per la mira IV/1 mostrano una correlazione positiva tra le misurazioni effettuate con il visore VR e quelle dell'analizzatore di campo HFA. Il coefficiente di correlazione di Pearson medio è risultato pari a 0.71 per OD e 0.68 per OS. Secondo la classificazione riportata in tabella 4.4, questi valori indicano rispettivamente una correlazione alta per OD e una correlazione moderata per OS. I grafici di dispersione riportati in Figura 5.3 mostrano che i dati tendono a distribuirsi lungo la retta di regressione, confermando la presenza di una correlazione positiva. Tuttavia, rispetto alla mira V/4, si osserva una maggiore dispersione, suggerendo una variabilità più elevata nelle misurazioni. L'analisi di Bland-Altman (Figura 5.4) evidenzia che la maggior parte dei punti si colloca all'interno dei limiti di concordanza al 95%, confermando che le differenze tra le due metodologie di misurazione rimangono generalmente contenute. Tuttavia, si osserva una leggera variabilità nelle differenze. Complessivamente, i risultati suggeriscono che il visore VR è in grado di fornire misurazioni comparabili a quelle dell'analizzatore di campo HFA anche per la mira IV/1, sebbene con una dispersione leggermente maggiore rispetto alla mira V/4.

L'analisi dei dati relativi alla mira III/1 evidenzia una correlazione positiva, seppur con maggiore variabilità rispetto alle mire di dimensioni maggiori. Il coefficiente di correlazione di Pearson medio è risultato pari a 0.50 per l'OD e 0.64 per l'OS. Secondo la classificazione riportata in tabella 4.4, entrambi i valori indicano una correlazione moderata tra le misurazioni ottenute con il visore VR e quelle fornite dall'HFA. I grafici di dispersione (Figura 5.5) confermano questa osservazione, evidenziando una maggiore dispersione dei punti rispetto alle mire V/4 e IV/1, suggerendo una variabilità più elevata nelle misurazioni. L'analisi di Bland-Altman (Figura 5.6) mostra che la maggior parte dei punti si distribuisce all'interno dei

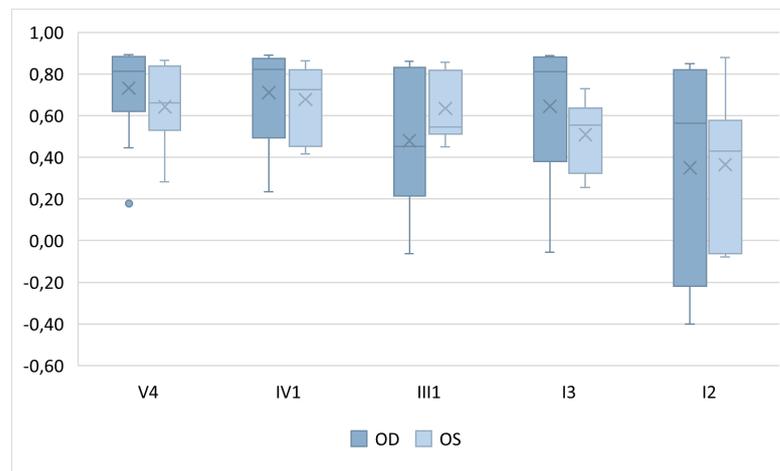
limiti di concordanza al 95%, ma con una dispersione più ampia rispetto alle mire precedenti. Questo potrebbe indicare una maggiore variabilità nelle differenze tra le misurazioni effettuate con i due strumenti. Inoltre, la distribuzione più ampia delle differenze suggerisce una minore concordanza tra le misurazioni del visore VR e quelle dell'HFA rispetto alle mire di dimensioni maggiori.

L'analisi dei dati relativi alla mira I/3 evidenzia una correlazione positiva moderata, suggerendo una maggiore variabilità nelle misurazioni rispetto alle mire di dimensioni maggiori. Il coefficiente di correlazione di Pearson medio è risultato pari a 0.65 per l'OD e 0.51 per l'OS. Secondo la classificazione riportata in tabella 4.4, entrambi i valori indicano una correlazione moderata tra le misurazioni ottenute con il visore VR e quelle fornite dall'HFA. I grafici di dispersione (Figura 5.7) confermano questa osservazione, mostrando una maggiore dispersione dei punti rispetto alle mire V/4 e IV/1, indicando una variabilità più elevata nelle misurazioni. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che le mire di dimensioni più piccole risultano più difficili da percepire, aumentando l'incertezza nei dati raccolti. L'analisi di Bland-Altman (Figura 5.8) evidenzia che la maggior parte dei punti si distribuisce all'interno dei limiti di concordanza al 95%, ma con una dispersione più ampia rispetto alle mire di dimensioni maggiori. Questo potrebbe indicare una maggiore variabilità nelle differenze tra le misurazioni effettuate con i due strumenti. Inoltre, pur non emergendo trend sistematici evidenti, la distribuzione più ampia delle differenze suggerisce una minore concordanza tra le misurazioni del visore VR e quelle dell'HFA rispetto alle mire più grandi. Complessivamente, i risultati ottenuti per la mira I/3 suggeriscono che il visore VR può fornire misurazioni comparabili a quelle dell'HFA, sebbene la correlazione moderata e la maggiore dispersione dei dati indichino una riduzione della stabilità delle misurazioni per questa mira più piccola.

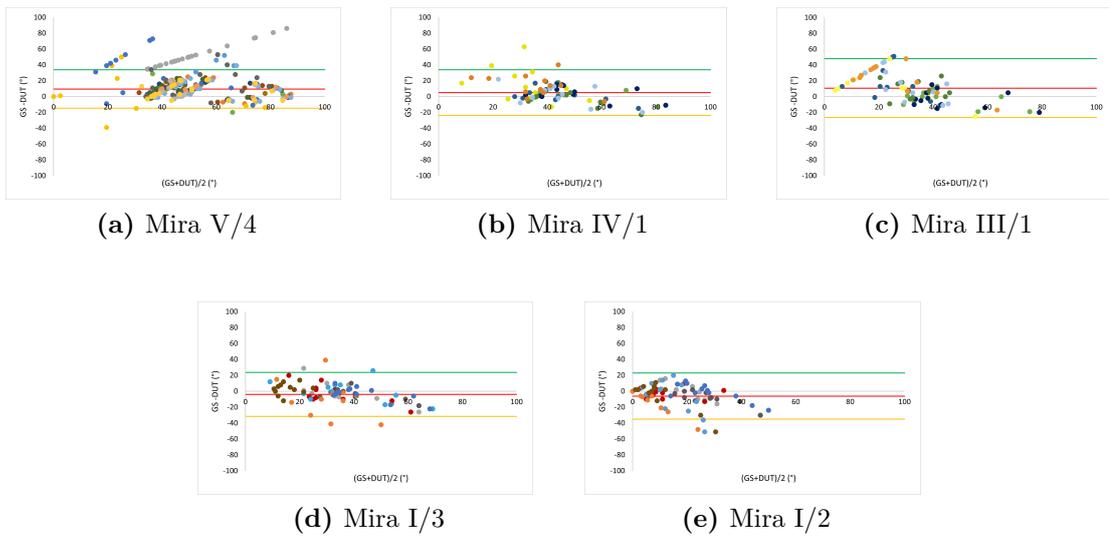
L'analisi dei dati relativi alla mira I/2 evidenzia una correlazione positiva debole, suggerendo una variabilità elevata nelle misurazioni rispetto alle mire di dimensioni maggiori. Il coefficiente di correlazione di Pearson medio è risultato pari a 0.35 per l'OD e 0.37 per l'OS. Secondo la classificazione riportata in tabella 4.4, entrambi i valori indicano una correlazione bassa tra le misurazioni ottenute con il visore VR e quelle fornite dall'HFA. I grafici di dispersione (Figura 5.9) confermano questa osservazione, mostrando una dispersione significativa dei punti rispetto alle altre mire, con un allineamento meno evidente lungo la retta di regressione. Questo suggerisce una maggiore variabilità nelle misurazioni, che potrebbe essere dovuta alla dimensione ridotta della mira, rendendo più difficile la sua percezione e introducendo incertezze nei dati raccolti. L'analisi di Bland-Altman (Figura 5.10) evidenzia che la maggior parte dei punti si colloca all'interno dei limiti di concordanza al 95%, ma con una distribuzione più ampia delle differenze rispetto alle mire più grandi. Inoltre, si osserva una maggiore dispersione, suggerendo una ridotta concordanza tra le misurazioni dei due strumenti. Complessivamente, i

risultati ottenuti per la mira I/2 suggeriscono che, sebbene il visore VR possa essere utilizzato per la misurazione del CV, la bassa correlazione e l'elevata dispersione indicano una minore stabilità delle misurazioni per questa tipologia di stimolo. Per contestualizzare meglio i risultati ottenuti, è utile confrontare l'andamento della correlazione tra i due strumenti e la variabilità delle differenze di misura nelle diverse tipologie di mire analizzate.

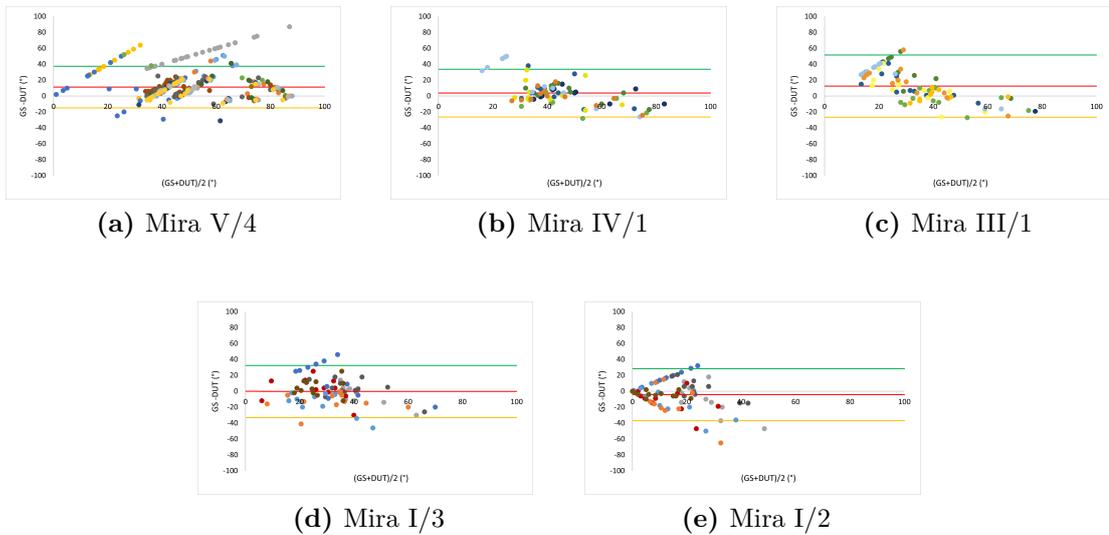
Il confronto tra i coefficienti di Pearson e l'analisi di Bland-Altman per tutte le mire permette di evidenziare le tendenze generali e di valutare in che misura il sistema VR si avvicini alle misurazioni dell'HFA in funzione delle caratteristiche dello stimolo. Si evidenzia, infatti, una relazione tra la grandezza e la luminosità della mira e il grado di accordo tra i due strumenti: al diminuire delle dimensioni e della luminanza dello stimolo, la concordanza tra i metodi si riduce, sia in termini di correlazione lineare che di variabilità nelle differenze di misura, come si può evincere dalle figure 5.11 5.12 e 5.13.



**Figura 5.11:** Andamento del coefficiente di correlazione di Pearson ( $r$ ) per ciascuna tipologia di mira, separatamente per l'OD e l'OS.



**Figura 5.12:** Confronto dei grafici di Bland-Altman per l'OD, per tutte le mire. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.



**Figura 5.13:** Confronto dei grafici di Bland-Altman per l'OS, per tutte le mire. I dati relativi a pazienti diversi sono colorati con colori diversi.

Per gli stimoli di dimensioni maggiori, come la mira V/4 e IV/1, si osserva una correlazione alta o moderata tra le misurazioni ottenute con il visore VR e quelle dell'HFA, con valori del coefficiente di Pearson prevalentemente superiori a 0.6

per entrambi gli occhi. Questo risultato è confermato dai grafici di Bland-Altman (figure 5.12 e 5.13), in cui la dispersione dei dati è contenuta e le differenze tra le misurazioni rientrano per la maggior parte nei limiti di concordanza al 95%. Inoltre, i boxplot, in figura 5.11, evidenziano una variabilità ridotta per queste mire, con una distribuzione più compatta e una mediana posizionata in prossimità dei valori di maggiore accordo tra i due strumenti. Tuttavia, per la mira V/4 si osserva la presenza di un outlier nell'OD, suggerendo che in almeno un soggetto il sistema VR abbia fornito risultati particolarmente discordanti rispetto all'HFA. Questi dati suggeriscono che il sistema VR sia in grado di riprodurre in modo affidabile le misurazioni per stimoli ampi e luminosi. Tuttavia, all'aumentare della difficoltà percettiva degli stimoli, la correlazione tra i due strumenti diminuisce progressivamente, come evidenziato dalle maggiori fluttuazioni nei boxplot (figura 5.11) e dall'incremento della dispersione nei grafici di Bland-Altman (figure 5.12 e 5.13). In particolare, per la mira I/2, la più piccola e meno luminosa, i valori del coefficiente di Pearson risultano generalmente bassi e in alcuni casi anche negativi, indicando una scarsa concordanza tra i due metodi e una maggiore incertezza nelle misurazioni. Questo comportamento è evidente nei grafici di Bland-Altman, dove la dispersione dei dati è massima e le differenze tra le misurazioni tendono ad essere più marcate e imprevedibili. Nei boxplot, la mira I/2 presenta un'elevata dispersione con valori che spaziano da correlazioni positive ad alcune negative, suggerendo che il sistema VR potrebbe aver fornito misurazioni non coerenti rispetto al GS nella maggior parte dei casi. Emerge inoltre una tendenza sistematica nella differenza tra le misurazioni ottenute con i due strumenti. Dai grafici di Bland-Altman (figure 5.12 e 5.13), si nota che per le mire V/4, IV/1 e III/1 il sistema VR tende a sottostimare il raggio del CV rispetto all'HFA, con una differenza media negativa che indica valori generalmente inferiori rispetto al gold standard GS. Questo fenomeno potrebbe essere dovuto a una minore sensibilità del visore VR nelle aree periferiche del CV, o a limiti nella percezione del contrasto dello stimolo all'interno dell'ambiente virtuale. Al contrario, per le mire più I/3 e I/2, si osserva un'inversione di tendenza, con una sovrastima del raggio del CV misurato dal visore VR rispetto all'HFA. In questo caso, la differenza media nei grafici di Bland-Altman si colloca sotto lo zero, suggerendo che il VR restituisca valori superiori rispetto al gold standard. Questa sovrastima potrebbe essere attribuita a diversi fattori, tra cui l'assenza di un sistema di eye-tracking, che consente al soggetto di spostare lo sguardo e individuare lo stimolo in modo non controllato. La differenza tra OD e OS è evidente sia nei boxplot (figura 5.11) che nei grafici di Bland-Altman (figure 5.12, 5.13), con un coefficiente di Pearson generalmente inferiore e una maggiore dispersione per l'OS, soprattutto per le mire più piccole. Questo potrebbe derivare da un effetto sistematico legato all'ordine di esecuzione del test, con una possibile maggiore stanchezza nella fase finale dell'esame. Tale variabilità suggerisce la necessità di strategie per ridurre l'influenza della fatica e

garantire misurazioni più stabili tra i due occhi. Questa ipotesi è supportata dai risultati dei test di Wilcoxon e T-test per dati appaiati, utilizzato per confrontare le misurazioni tra i due occhi. L'analisi statistica ha evidenziato che per la mira V/4 il p-value è inferiore al valore di  $\alpha$ , indicando una differenza statisticamente significativa tra le misurazioni dell'OD e dell'OS. Per tutte le altre mire, invece, il test non ha rilevato differenze significative tra i due occhi, suggerendo che eventuali variazioni nelle misurazioni siano attribuibili alla variabilità individuale piuttosto che a un effetto sistematico del metodo di acquisizione. Tuttavia, la tendenza generale mostra una minore correlazione per l'OS, confermando un possibile impatto della fatica del soggetto sulle prestazioni del test. È importante sottolineare che, per le mire più piccole, il numero di dati disponibili per l'analisi statistica era limitato. Questo potrebbe aver influito sulla capacità del test di individuare differenze significative, riducendo la potenza statistica dell'analisi e aumentando la probabilità di un mancato rilevamento di una differenza effettiva. Pertanto, l'assenza di differenze statisticamente significative per le mire più piccole potrebbe dipendere non solo da un'effettiva similitudine tra i due occhi, ma anche dalla limitata numerosità campionaria, che ha reso più difficile identificare variazioni sistematiche nelle misurazioni.

Dall'analisi complessiva effettuata sui soggetti emergono alcune considerazioni rilevanti riguardo la variabilità individuale nelle misurazioni ottenute con il visore VR rispetto all'HFA. In particolare, i coefficienti di Pearson e i grafici di Bland-Altman hanno consentito di identificare alcuni soggetti che presentano misurazioni particolarmente discordanti rispetto al GS. Tra questi, il soggetto 3 mostra valori di Pearson sistematicamente bassi per l'OS in tutte le tipologie di mire analizzate, suggerendo una difficoltà persistente nell'esecuzione del test con il visore VR. I grafici di dispersione confermano una relazione molto debole tra le misurazioni del VR e dell'HFA, con una scarsa aderenza alla retta di regressione. Inoltre, i grafici di Bland-Altman evidenziano una forte variabilità e una tendenza alla sottostima delle misurazioni per la mira V/4, con diversi punti al di fuori dei limiti di concordanza al 95%. Per le mire più piccole (I/3 e I/2), la qualità della misurazione si deteriora ulteriormente, con una perdita di correlazione e un'elevata dispersione delle differenze. Similmente, il soggetto 4 (OS) e il soggetto 15 (OD) evidenziano risultati problematici per la mira V/4, generalmente considerata la più affidabile. In particolare, nei grafici di Bland-Altman relativi al soggetto 4 si osserva una sottostima sistematica delle misurazioni VR rispetto all'HFA, con numerosi punti oltre i limiti di concordanza e una deviazione evidente dalla differenza media. Per il soggetto 15, il grafico di Bland-Altman mostra una forte dispersione dei punti attorno alla differenza media, suggerendo un'elevata variabilità tra le misurazioni dei due strumenti. Inoltre, alcuni punti si collocano ai limiti superiori dell'intervallo di concordanza, indicando una potenziale tendenza alla sovrastima in alcune regioni del CV. Il grafico di dispersione evidenzia anch'esso una distribuzione irregolare

dei dati, con alcuni valori che si discostano nettamente dalla retta di regressione, confermando la minore affidabilità del visore VR per questo soggetto. Anche il soggetto 16 manifesta coefficienti di Pearson generalmente bassi per la maggior parte delle mire analizzate, indicando una difficoltà generalizzata nell'utilizzo del sistema VR. Nei grafici di dispersione, si osserva una significativa dispersione dei dati rispetto alla retta di regressione, con valori che non seguono chiaramente l'andamento atteso, suggerendo una scarsa concordanza tra le misurazioni del visore VR e quelle dell'HFA. Nei grafici di Bland-Altman, si nota che molte misurazioni si discostano notevolmente dalla differenza media, con diversi punti che si collocano ai limiti dell'intervallo di concordanza. Questo suggerisce una variabilità elevata nelle misurazioni per questo soggetto, con tendenza alla sottostima per alcune mire e una scarsa coerenza tra i due strumenti.

Questi risultati sottolineano come, sebbene il sistema VR dimostri una buona concordanza media con il Gold Standard per gli stimoli più ampi e luminosi, la presenza di soggetti con performance significativamente inferiori evidenzia la necessità di considerare fattori individuali, quali la compliance del soggetto o la fatica accumulata durante l'esame .

Per comprendere queste le discrepanze riscontrate, è fondamentale analizzare i possibili limiti del setup sperimentale e le restrizioni tecniche del sistema VR, che potrebbero aver contribuito alle variazioni osservate nei risultati. Una prima considerazione riguarda l'implementazione delle mire I/2 e I/3 nell'applicazione software VR . A differenza delle altre mire di dimensioni maggiori, questi stimoli non seguono i parametri standard di Goldman (tabella 3.1, 3.2), bensì sono stati definiti empiricamente. La loro selezione è avvenuta attraverso un processo iterativo, con l'obiettivo di ottenere un risultato confrontabile con il GS. Questa scelta è stata necessaria per via dei limiti di risoluzione del visore, che non consentivano di generare mire perfettamente sovrapponibili a quelle dell'HFA. Tale aspetto potrebbe contribuire alla minore concordanza osservata per le mire più piccole.

Le caratteristiche del display del visore VR potrebbero aver influenzato le misurazioni, introducendo incertezze nella percezione degli stimoli più piccoli e meno luminosi. In particolare, fenomeni come lo sfarfallio dello schermo, l'aliasing e la sfocatura potrebbero aver reso gli stimoli meno nitidi e più difficili da distinguere, portando a risposte imprecise. Inoltre, la risoluzione limitata del visore potrebbe aver distorto la rappresentazione degli stimoli più piccoli, mentre variazioni nella luminanza dello schermo potrebbero aver alterato la percezione della loro intensità rispetto all'HFA, influenzando la comparabilità tra i due strumenti.

La qualità della misurazione è stata influenzata anche dalla corretta posizione del visore. Un posizionamento non ottimale può portare a una visione leggermente sfocata, che potrebbe non costituire un problema per mire di grandi dimensioni e alta luminosità, ma che risulta più critico per le mire più piccole e meno luminose. In questi casi, la ridotta nitidezza dello stimolo potrebbe influenzare la capacità del

soggetto di percepirlo correttamente, introducendo ulteriori variazioni nei risultati. Un altro aspetto da considerare è che, a causa del tempo necessario per la somministrazione del test, non è stato possibile ripetere l'esame più volte e calcolare una media delle misurazioni per ciascun soggetto, come solitamente avviene negli studi statistici per migliorare la robustezza dei dati. Tuttavia, grazie alla possibilità di visualizzare i risultati in tempo reale, nei casi in cui sono state riscontrate anomalie evidenti è stato possibile ripetere immediatamente l'esame, cercando di ottenere una misurazione più affidabile. Sebbene questa strategia non sostituisca un'analisi ripetuta su un campione più ampio, ha permesso di mitigare almeno parzialmente il problema di eventuali misurazioni errate.

Il sistema non presenta un sistema di eye-tracking nel visore VR. La mancanza di un tracciamento dello sguardo permette al soggetto di spostare l'attenzione dal punto di fissazione e cercare attivamente lo stimolo, piuttosto che rispondere alla sua effettiva comparsa. Questo comportamento potrebbe aver falsato alcune risposte, specialmente per le mire più piccole, le ultime ad apparire nel pattern Completo, rendendo i risultati meno affidabili rispetto a quelli ottenuti con l'HFA, dove il soggetto è vincolato a mantenere lo sguardo fisso sul target centrale.

Questa analisi evidenzia come la dimensione e la luminosità dello stimolo influenzino significativamente la concordanza tra i due strumenti. Le mire di dimensioni maggiori, come la V/4, mostrano una buona affidabilità nelle misurazioni, con una forte correlazione e una variabilità contenuta nelle differenze tra i due metodi. Al contrario, per le mire più piccole e meno luminose, la riduzione della correlazione e l'aumento della dispersione nei grafici di Bland-Altman suggeriscono una minore stabilità del sistema VR nel riprodurre fedelmente le misurazioni dell'HFA. Questi risultati indicano che il sistema può considerarsi accurato per l'analisi di soggetti con deficit visivi di ampia entità, in cui le alterazioni del CV sono rilevabili utilizzando mire di dimensioni e luminosità elevate, come la V/4. Tuttavia, per l'individuazione di deficit più sottili, l'affidabilità del sistema risulta limitata, evidenziando la necessità di ulteriori ottimizzazioni per garantire una maggiore precisione anche con stimoli di minore intensità e grandezza.

## Capitolo 6

# Conclusioni e Sviluppi futuri

L'obiettivo di questa tesi è quello di ottimizzare un sistema di perimetria cinetica basato sulla realtà virtuale (VR), sviluppato con l'intento di superare alcune delle limitazioni dei dispositivi tradizionali come il perimetro di Goldmann e l'analizzatore di campo visivo Humphrey (HFA). L'uso della VR offre la possibilità di rendere il test più accessibile, flessibile e potenzialmente più confortevole per il paziente, aprendo nuove prospettive nell'ambito della perimetria.

Rispetto agli strumenti convenzionali, il sistema sviluppato presenta diversi vantaggi. In primo luogo, la portabilità del visore VR consente di eseguire il test in ambienti diversi da quelli tipicamente richiesti dai dispositivi tradizionali, che necessitano di stanze dedicate e condizioni di illuminazione controllate. Inoltre, la natura compatta del visore elimina il problema dell'ingombro della strumentazione, permettendo di eseguire il test anche su pazienti costretti a letto o con difficoltà motorie. Un altro aspetto rilevante è il comfort offerto dal visore, che elimina la necessità di mantenere una posizione rigida per tutta la durata del test, riducendo così il disagio spesso riscontrato nei test perimetrici convenzionali. Inoltre, il sistema VR, basandosi su dispositivi commerciali ampiamente disponibili, potrebbe offrire una soluzione economicamente più accessibile dei dispositivi tradizionali, permettendo una maggiore diffusione della perimetria cinetica anche in strutture con risorse limitate.

Durante il lavoro di tesi è stata realizzata un'interfaccia per la gestione dei dati dei pazienti, oltre all'implementazione di un sistema di comunicazione tramite Lab Streaming Layer (LSL) tra il visore VR e il computer, al fine di raccogliere e sincronizzare in tempo reale le risposte del paziente. È stata inoltre integrata la funzionalità di pausa e ripresa del test dalla GUI, migliorando l'usabilità e la flessibilità della procedura. Infine, sono state apportate modifiche alle mire previste dall'esame completo, con l'obiettivo di rendere il test più efficace, ampliandone l'estensione anche al campo visivo centrale. L'analisi statistica condotta ha confermato che il sistema VR è in grado di fornire risultati coerenti con il gold standard quando

vengono utilizzate mire di dimensioni e luminosità maggiori, come la V/4 e la IV/1. Tuttavia, per stimoli più piccoli e meno luminosi, la concordanza tra i due strumenti tende a ridursi, evidenziando una maggiore variabilità nei dati raccolti. Questo suggerisce che, allo stato attuale, il sistema VR risulta particolarmente efficace per la valutazione di deficit visivi marcati, ma richiede ulteriori ottimizzazioni per essere affidabile anche in condizioni di maggiore sensibilità.

Alcune delle limitazioni riscontrate durante lo studio indicano possibili sviluppi futuri per migliorare l'accuratezza e l'affidabilità del sistema. Un primo sviluppo futuro riguarda la modifica delle caratteristiche degli stimoli utilizzati, con l'obiettivo di aderire maggiormente ai parametri definiti in letteratura per le mire di Goldman. Attualmente, le mire di dimensioni più piccole sono state definite in modo empirico a causa dei limiti di risoluzione del visore, ma per garantire una maggiore precisione sarebbe necessario utilizzare un dispositivo con una risoluzione più elevata, in grado di riprodurre fedelmente gli stimoli standardizzati. Un'altra possibile implementazione riguarda l'integrazione di un sistema di eye-tracking, attraverso l'uso di visori dotati di telecamere interne a infrarossi. Questo consentirebbe di monitorare in tempo reale i movimenti oculari del soggetto, riducendo il rischio di falsi positivi dovuti allo spostamento dello sguardo e migliorando così l'affidabilità delle misurazioni.

Dal punto di vista dell'usabilità, si potrebbe introdurre un sistema che permetta all'operatore di avviare automaticamente l'applicazione software direttamente dall'interfaccia grafica, senza dover ricorrere al controller del visore, attualmente in mano al soggetto. In questo modo, si eviterebbe il rischio che il soggetto prema accidentalmente il tasto di avvio dell'esame mentre maneggia il controller, garantendo un flusso operativo più controllato e intuitivo.

Un aspetto significativo emerso dall'analisi è la considerevole variabilità individuale nei risultati ottenuti con il sistema VR, in particolare per le mire di dimensioni più ridotte e minore luminosità. Alcuni soggetti (ad esempio il 3, 4, 15 e 16) hanno infatti mostrato discrepanze particolarmente rilevanti rispetto al gold standard, con una ridotta correlazione e una maggiore dispersione nelle misurazioni. Tali discrepanze possono essere ricondotte sia a caratteristiche individuali del soggetto, quali la compliance durante l'esame o la fatica accumulata, sia a limitazioni tecniche del sistema stesso, tra cui l'assenza di un sistema di eye-tracking e la risoluzione limitata del visore. Questa variabilità sottolinea la necessità di condurre ulteriori studi di validazione su un campione più ampio, eventualmente includendo soggetti con condizioni patologiche specifiche, come glaucoma o deficit neurologici, al fine di verificare la generalizzabilità dei risultati e l'affidabilità clinica del sistema in contesti reali. Infine, per ottenere un'analisi statistica più completa e accurata, sarebbe opportuno prevedere la ripetizione dell'esame più volte sullo stesso soggetto. Questo permetterebbe di ridurre l'impatto di eventuali variazioni individuali o errori di misurazione, migliorando la robustezza dei dati raccolti e la loro interpretazione.

In conclusione, il sistema di perimetria cinetica basato su VR rappresenta un'alternativa promettente ai metodi tradizionali, offrendo maggiore accessibilità e flessibilità. Sebbene i risultati ottenuti confermino la validità del metodo per stimoli di grandi dimensioni ed elevata luminanza, ulteriori miglioramenti saranno necessari per perfezionare il sistema e renderlo un'opzione clinicamente affidabile per una gamma più ampia di soggetti e condizioni patologiche.

# Bibliografia

- [1] Carroll JN e Johnson CA. «Visual Field Testing: From One Medical Student to Another». In: (2013). URL: <https://eyerounds.org/tutorials/VF-testing/> (cit. alle pp. 1, 2, 32).
- [2] Douglas R. Anderson. «Standard Perimetry». In: *Ophthalmology Clinics of North America* 16.2 (2003) (cit. a p. 1).
- [3] Lyne Racette, Monika Fischer Hans Bebie, Gábor Holló, Chris A. Johnson e Chota Matsumoto. *Visual Field Digest: A Guide to Perimetry and the Octopus Perimeter*. 2017 (cit. alle pp. 1, 2, 10, 11, 13–18, 33, 50).
- [4] Robert H. Spector. «Visual Fields». In: *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations*. A cura di H. Kenneth Walker, W. Dallas Hall e J. Willis Hurst. 3rd. PMID: 21250064. Boston: Butterworths, 1990. Cap. 116. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21250064/> (cit. alle pp. 1, 2).
- [5] Fiona Rowe. *Visual Fields via the Visual Pathway*. Second Edition. CRC Press (cit. alle pp. 1, 3, 11, 12).
- [6] D. O. Harrington. *The Visual Fields: A Textbook and Atlas of Clinical Perimetry*. 1956 (cit. a p. 1).
- [7] Vanessa Hadid e Franco Lepore. «From Cortical Blindness to Conscious Visual Perception: Theories on Neuronal Networks and Visual Training Strategies». In: *Frontiers in Systems Neuroscience* 11 (2017) (cit. a p. 1).
- [8] S. M. Medrano Muñoz. «Fundamentos de campo visual». In: *Ciencia & Tecnología Para La Salud Visual Y Ocular* 8 (2007), pp. 85–92 (cit. a p. 1).
- [9] *Relazione del Ministro della Salute sullo stato di attuazione delle politiche inerenti la prevenzione della cecità, l'educazione e la riabilitazione visiva (Legge 284/97)*. Dati 2015. 2016. URL: [https://www.salute.gov.it/imgs/C\\_17\\_pubblicazioni\\_2569\\_allegato.pdf](https://www.salute.gov.it/imgs/C_17_pubblicazioni_2569_allegato.pdf) (visitato il giorno 11/01/2025) (cit. a p. 3).

- [10] Emianopsia.com. *Ictus: cosa accade alla vista?* Consultato il 11 gennaio 2025. 2025. URL: [https://www.emianopsia.com/ictus-cosa-accade-alla-vista/?utm\\_](https://www.emianopsia.com/ictus-cosa-accade-alla-vista/?utm_) (visitato il giorno 11/01/2025) (cit. a p. 3).
- [11] Fondazione G.B. Bietti. *Patologie del nervo ottico e patologie delle vie ottiche*. Consultato il 11 gennaio 2025. 2025. URL: <https://www.fondazionebietti.it/patologie/patologie-del-nervo-ottico-e-patologie-delle-vie-ottiche/?utm> (visitato il giorno 11/01/2025) (cit. a p. 3).
- [12] AIRC - Fondazione per la Ricerca sul Cancro. *Esame del campo visivo*. Ultimo aggiornamento: 13 maggio 2024, ultimo accesso: 29 novembre 2024. 2024. URL: <https://www.airc.it/cancro/affronta-la-malattia/guida-agli-esami/esame-del-campo-visivo> (cit. a p. 3).
- [13] Alessio Facchin e Roberta Daini. «Deficit Centrali di Campo Visivo». In: *Platform Optic / Professional* (2015) (cit. alle pp. 3, 4, 6, 7).
- [14] Medbullets. *Visual Pathway*. Accessed: 2025-01-10. n.d. URL: <https://step1.medbullets.com/neurology/113086/visual-pathway> (cit. a p. 4).
- [15] Humanitas Mater Domini. *Che cos'è il glaucoma?* Ultimo accesso: 29 novembre 2024. 2024. URL: <https://www.humanitas.it/malattie/glaucoma/> (cit. a p. 5).
- [16] SIGLA. *Glaucoma: ladro silenzioso della vista*. Ultimo accesso: 29 novembre 2024. 2024. URL: <https://www.sigla.org/index.php/it/per-il-paziente/cos-e-il-glaucoma> (cit. a p. 5).
- [17] Lee Jones, Tamsin Callaghan e Peter R. et al. Campbell. «Acceptability of a home-based visual field test (Eyecatcher) for glaucoma home monitoring: a qualitative study of patients' views and experiences». In: *BMJ Open* 11.e043130 (2021) (cit. a p. 5).
- [18] Aldo Varotto. *Il Campo Visivo*. <http://www.aldovarotto.org/occhio/cv.htm>. Ultimo accesso: 12 dicembre 2024. 2024 (cit. a p. 5).
- [19] Ulrich Schiefer, Helmut Wilhelm e William Hart. *Clinical Neuro-Ophthalmology, A Practical Guide*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2007 (cit. a p. 5).
- [20] Guido Corallo. *Manuale di Perimetria*. 2018 (cit. alle pp. 5–7).
- [21] James L. Webb e Brit Long. «Neuro-ophthalmologic Emergencies». In: *Handbook of Emergency Ophthalmology*. A cura di Brit Long e Alex Koyfman. Cham: Springer International Publishing, 2018, pp. 191–209. ISBN: 978-3-319-78945-3. DOI: 10.1007/978-3-319-78945-3\_11. URL: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-78945-3\\_11](https://doi.org/10.1007/978-3-319-78945-3_11) (cit. a p. 5).
- [22] Sohan Singh Hayreh. «Ischemic optic neuropathy». In: *Progress in Retinal and Eye Research* 28.1 (2009), pp. 34–62 (cit. a p. 6).

- [23] Ipofisi.com. *Adenomi ipofisari non secernenti*. Accessed: 2025-01-10. n.d. URL: <http://www.ipofisi.com/patologie/adenomi/non-secernenti/> (cit. a p. 8).
- [24] Humanitas Care. *Adenoma Ipofisario*. Accessed: 2025-01-10. URL: <https://www.humanitas-care.it/malattie/adenoma-ipofisario/> (cit. a p. 8).
- [25] Neuroftalmologia.it. *Patologie del chiasma ottico e tumori dell'ipofisi*. Accessed: 2025-01-10. URL: [http://www.neuroftalmologia.it/index.html?page=n\\_patologie\\_del\\_chiasma\\_ottico\\_e\\_tumori\\_ipofisi.html](http://www.neuroftalmologia.it/index.html?page=n_patologie_del_chiasma_ottico_e_tumori_ipofisi.html) (cit. a p. 8).
- [26] AIRC. *Tumore dell'Ipofisi*. Accessed: 2025-01-10. n.d. URL: <https://www.airc.it/cancro/informazioni-tumori/guida-ai-tumori/tumore-dellipofisi> (cit. alle pp. 8, 9).
- [27] Fertility Center. *Ipofisi*. Accessed: 2025-01-10. n.d. URL: <https://www.fertilitycenter.it/anatomia/ipofisi> (cit. a p. 8).
- [28] Humanitas. *Adenoma Ipofisario*. Accessed: 2025-01-10. n.d. URL: <https://www.humanitas.it/malattie/adenoma-ipofisario/> (cit. a p. 9).
- [29] Ipofisi.com. *Adenomi Ipofisari Non Secernenti*. Accessed: 2025-01-10. n.d. URL: <http://www.ipofisi.com/patologie/adenomi/non-secernenti/#~:text=Quando%20'adenoma%20ipofisario%20%C3%A8,ci%C3%B2%20che%20%C3%A8%20situato%20frontalmente.> (cit. a p. 9).
- [30] H. M. Traquair. «Essential Considerations in Regard to the Field of Vision: Contraction or Depression?» In: *The British Journal of Ophthalmology* 8 (feb. 1924), pp. 169–193 (cit. a p. 10).
- [31] Jody R. Piltz-Seymour, Tak Yee Tania Tai, Sanjay Smith e Stephen M. Drance. *Visual Fields in Glaucoma*. Accessed: 11 January 2025. 2025. URL: <https://entokey.com/visual-fields-in-glaucoma/> (cit. a p. 10).
- [32] Andrea Perdicchi, Donatella Caprino e Santi Maria Recupero. «Il campo visivo: passato, presente e futuro». In: *Parte Clinica* (2025). Accessed: 11 January 2025. URL: <https://amedeolucente.it/public/6campovi.pdf> (cit. alle pp. 12, 17, 33).
- [33] Pamela A Sample et al. «Imaging and Perimetry Society Standards and Guidelines». In: *Optometry and Vision Science* 88.1 (2011). DOI: 10.1097/OPX.0b013e318200bfc4 (cit. alle pp. 13, 16).
- [34] Dott.ssa Giulia Bertelli. *Esame del campo visivo: cos'è? Quando si fa e differenze tra campimetria e perimetria*. Ultima modifica 10.09.2024. 2024. URL: <https://www.my-personaltrainer.it/salute/esame-campo-visivo.html> (visitato il giorno 13/01/2025) (cit. a p. 13).

- [35] Wikipedia contributors. *Luminanza (fisica)* — *Wikipedia, L'enciclopedia libera*. [Online; accessed 13-Gennaio-2025]. 2025. URL: [https://it.wikipedia.org/wiki/Luminanza\\_\(fisica\)](https://it.wikipedia.org/wiki/Luminanza_(fisica)) (cit. a p. 13).
- [36] American Academy of Ophthalmology. *Standard Automated Perimetry*. Accessed: January 13, 2025. n.d. URL: [https://eyewiki.org/Standard\\_Automated\\_Perimetry](https://eyewiki.org/Standard_Automated_Perimetry) (cit. a p. 16).
- [37] Anders Heijl e Vincent Michael Patella. *Essential Perimetry: The Field Analyzer Primer*. 3rd. Carl Zeiss Meditec Inc., 2002 (cit. a p. 16).
- [38] Anders Heijl, Vincent Michael Patella e Boel Bengtsson. *The Field Analyzer Primer: Excellent Perimetry*. 5th. 2021 (cit. alle pp. 17, 18).
- [39] D. Patel. «Study of Optimal Perimetric Testing in Children (OPTIC)». In: *Moorfields Eye Hospital Clinics* (2016) (cit. a p. 18).
- [40] Treccani. *Realtà virtuale*. Accessed on 17 January 2025. URL: <https://www.treccani.it/enciclopedia/realta-virtuale/> (cit. alle pp. 19, 20).
- [41] Michael A. Gigante. «Virtual Reality: Definitions, History and Applications». In: *Advanced Computer Graphics Centre, Royal Melbourne Institute of Technology* (1993) (cit. alle pp. 19, 20).
- [42] Platform21. *Sensorama: Morton Heilig's revolutionary machine*. Accessed: 2025-01-18. 2025. URL: <https://www.platform21.nl/page/381/en.html> (cit. a p. 19).
- [43] Ivan E. Sutherland. «The Ultimate Display». In: *Proceedings of IFIP Congress*. 1965, pp. 506–508 (cit. a p. 20).
- [44] Isabell Wohlgenannt, Alexander Simons e Stefan Stieglitz. «Virtual Reality». In: *Business & Information Systems Engineering* (2020) (cit. alle pp. 20, 21).
- [45] Occhiali Virtuali. *Occhiali Virtuali - Tecnologia e Realtà Virtuale*. Accesso il 19 Febbraio 2025. 2025. URL: <https://www.occhialivirtuali.it/> (cit. a p. 20).
- [46] Åsa Fast-Berglund, Liang Gong e Dan Li. «Testing and validating Extended Reality (xR) technologies in manufacturing». In: *8th Swedish Production Symposium, SPS 2018, 16-18 May 2018, Stockholm, Sweden*. 2018, pp. 32–38 (cit. alle pp. 20, 21).
- [47] Paulina Kukla, Karolina Maciejewska, Iga Strojna, Małgorzata Zapał, Grzegorz Zwierzchowski e Bartosz Bąk. «Extended Reality in Diagnostic Imaging—A Literature Review». In: *Tomography* 9.1 (2023), pp. 88–101 (cit. a p. 21).

- [48] Dac-Nhuong Le, Chung Van Le, Jolanda G. Tromp e Gia Nhu Nguyen. *Emerging Technologies for Health and Medicine: Virtual Reality, Augmented Reality, Artificial Intelligence, Internet of Things, Robotics, Industry 4.0*. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc. e Scrivener Publishing LLC, 2018. ISBN: 978-1-119-50981-3 (cit. a p. 22).
- [49] Minhua Ma e Huizhu Zheng. «Virtual Reality and Serious Games in Healthcare». In: *Intelligent Paradigms in Healthcare*. A cura di S. Brahmam e L.C. Jain. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011, pp. 169–192 (cit. a p. 22).
- [50] Peter Scarfe e Andrew Glennerster. «The Science Behind Virtual Reality Displays». In: *Annual Review of Vision Science* 5 (2019), pp. 529–547. DOI: 10.1146/annurev-vision-091718-014942 (cit. a p. 22).
- [51] Wikipedia contributors. *Applicazioni di realtà virtuale*. Accessed: 2025-01-18. 2025. URL: [https://it.wikipedia.org/wiki/Applicazioni\\_di\\_realt%C3%A0\\_virtuale](https://it.wikipedia.org/wiki/Applicazioni_di_realt%C3%A0_virtuale) (cit. a p. 22).
- [52] Ehizogie Paul Adeghe, Chioma Anthonia Okolo e Olumuyiwa Tolulope Ojeyinka. «A review of the integration of virtual reality in healthcare: implications for patient education and treatment outcomes». In: *International Journal of Science and Technology Research Archive* (2024) (cit. alle pp. 22, 24).
- [53] Aysegül Yayla Hale Seğer. «The effects of virtual reality on pain, anxiety, and comfort during the chest tube removal procedure: A randomized clinical trial». In: *Complementary Therapies in Clinical Practice* (2024) (cit. a p. 22).
- [54] Mustafa Kemal Yöntem Kübra Aslan Zülfünaz Özer. «Effect of Virtual Reality on Pain, Anxiety, and Vital Signs in Endoscopy». In: *Pain Management Nursing* (2024) (cit. a p. 22).
- [55] Chao Du, Nei-Meng Gu, Tian-Ci Guo e Ai-Feng Liu. «Efficacy of virtual reality balance training on rehabilitation outcomes following anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis». In: (2025) (cit. a p. 23).
- [56] Priyadarshi Prajwal et al. «The efficacy of virtual reality-based rehabilitation in improving motor function in patients with stroke: A systematic review and meta-analysis». In: (2025) (cit. a p. 23).
- [57] Laura Schalbeter, Adrienne Grêt-Regamey, Fabian Gutscher e Ulrike Wisen Hayek. «High-fidelity immersive virtual reality environments for gait rehabilitation exergames». In: *Frontiers in Virtual Reality* (2025) (cit. a p. 23).
- [58] Tiffany Pretat, Cinja Koller e Thomas Hügler. «Virtual reality as a treatment for chronic musculoskeletal pain syndromes». In: (2024) (cit. a p. 23).

- [59] Bingjie Ma, Libo Zhang, Yun Ji, Xuehua Huang, Luandi Yao, Wei Cheng, Li Hu, Xuejing Lu e Ke Ma. «The benefits and safety of a virtual reality intervention in patients suffering from acute and chronic pain: A pilot study». In: *Digital Health* (2025) (cit. a p. 23).
- [60] Astemamagn Achule, Kanbiro Gedeno e Zemedu Aweke. «Management of preoperative anxiety with non-pharmacological methods in pediatric patients at resource-limited settings: A literature review». In: *Annals of Medicine and Surgery* (2024) (cit. a p. 23).
- [61] Nurşen Kulakac e Fadime Ustuner Top. «The Effect of Audio-Visual Methods on Preoperative Anxiety in Children: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials». In: *Springer Nature* (2024) (cit. a p. 23).
- [62] Darya Astafeva et al. «Virtual reality / augmented reality (VR/AR) approach to develop social and communication skills in children and adolescents with autism spectrum disorders without intellectual impairment». In: *Psychiatria Dambina* (2024) (cit. a p. 23).
- [63] Joshua Yondjo e Joyce Siette. «"VR is the future": perspectives of healthcare professionals on virtual reality as a diagnostic tool for dementia status in primary care». In: (2024) (cit. a p. 23).
- [64] David Oyekunle, Ugochukwu Okwudili Matthew, Ajibola Olaosebikan Waliu e Lateef Olawale Fatai. «Healthcare applications of Augmented Reality (AR) and Virtual Reality (VR) simulation in clinical education». In: *Journal of Clinical Images and Medical Case Reports* (2024) (cit. a p. 24).
- [65] Meta. *Meta Quest 2 - Visore VR*. Accesso il 19 Febbraio 2025. 2025. URL: <https://www.meta.com/it/quest/products/quest-2/> (cit. a p. 24).
- [66] F. Zhao, L. Chen, H. Ma e W. Zhang. «Virtual reality: A possible approach to myopia prevention and control?» In: *Medical Hypotheses* (2018) (cit. a p. 24).
- [67] Saba Ghazanfar Ali, Xiangning Wang, Ping Li e et al. «A systematic review: Virtual-reality-based techniques for human exercises and health improvement». In: *Frontiers in Public Health* (2023) (cit. alle pp. 24–26).
- [68] Venkata Soumith Jonnakuti e Benjamin Jay Frankfort. «Seeing beyond reality: considering the impact of mainstream virtual reality adoption on ocular health and the evolving role of ophthalmologists». In: *Eye* (2024) (cit. alle pp. 25, 26).
- [69] Jullian Valadez, Howard Zhang e Sylvia L. Groth. «Virtual reality-based eye examination at a community-free clinic: A pilot study». In: *Journal of Clinical Ophthalmology and Research* (2025) (cit. a p. 25).

- [70] Hyun Sik Moon, Hyeon Jeong Yoon, Sang Woo Park, Chae Yeon Kim, Mu Seok Jeong, Sung Min Lim, Jee Heon Ryu e Hwan Heo. «Usefulness of virtual reality-based training to diagnose strabismus». In: *Scientific Reports* (2021) (cit. a p. 26).
- [71] DA Hollander, NJ Volpe, ML Moster, GT Liu, LJ Balcer, KD Judy e SL Galetta. «Use of a portable head mounted perimetry system to assess bedside visual fields». In: *British Journal of Ophthalmology* (2000) (cit. a p. 26).
- [72] Mario Montelongo, Alberto Gonzalez, Freddy Morgenstern, Sean P. Donahue e Sylvia L. Groth. «A Virtual Reality-Based Automated Perimeter, Device, and Pilot Study». In: *Translational Vision Science & Technology* (2021) (cit. a p. 27).
- [73] Reza Razeghinejad, Alberto Gonzalez-Garcia, Jonathan S. Myers e L. Jay Katz. «Preliminary Report on a Novel Virtual Reality Perimeter Compared With Standard Automated Perimetry». In: *Journal of Glaucoma* (2021) (cit. a p. 27).
- [74] Rafaella Nascimento e Silva et al. «Repeatability of a Virtual Reality Headset Perimeter in Glaucoma and Ocular Hypertensive Patients». In: *Translational Vision Science & Technology* (2024) (cit. a p. 27).
- [75] Samuel Alvarez-Falcon, Bo Wang, Emma Taleb, Nathan L. Cheung, Chelsea A. Scriven, Yos Priestley, Mays El-Dairi e Sharon F. Freedman. «Performance of VisuALL Virtual Reality Visual Field Testing in Healthy Children». In: *Journal of AAPOS* (2024) (cit. alle pp. 27, 28).
- [76] Sylvia L. Groth, Edward F. Linton, Eric N. Brown, Frini Makadia e Sean P. Donahue. «Evaluation of Virtual Reality Perimetry and Standard Automated Perimetry in Normal Children». In: *Translational Vision Science & Technology* (2023) (cit. a p. 28).
- [77] Tairo Kimura, Chota Matsumoto e Hiroki Nomoto. «Comparison of Head-Mounted Perimeter (IMO) and Humphrey Field Analyzer». In: *Clinical Ophthalmology* (2019) (cit. a p. 28).
- [78] Chota Matsumoto, Sayaka Yamao, Hiroki Nomoto, Sonoko Takada, Sachiko Okuyama, Shinji Kimura, Kenzo Yamanaka, Makoto Aihara e Yoshikazu Shimomura. «Visual Field Testing with Head-Mounted Perimeter ‘imo’». In: *PLOS ONE* (2016) (cit. a p. 28).
- [79] Andrew R. Berneshawi, Ann Shue e Robert T. Chang. «Glaucoma Home Self-Testing Using VR Visual Fields and Rebound Tonometry Versus In-Clinic Perimetry and Goldmann Applanation Tonometry: A Pilot Study». In: *Translational Vision Science & Technology* (2024) (cit. a p. 29).

- [80] Danielle E. McLaughlin, Eleonore J. Savatovsky, Robert C. O'Brien, Elizabeth A. Vanner, Hounsh K. Munshi, Anh H. Pham e Alana L. Grajewski. «Reliability of Visual Field Testing in a Telehealth Setting Using a Head-Mounted Device: A Pilot Study». In: *Journal of Glaucoma* (2024) (cit. a p. 29).
- [81] Pete R. Jones, Dan Lindfield e David P. Crabb. «Using an Open-Source Tablet Perimeter (Eyecatcher) as a Rapid Triage Measure for Glaucoma Clinic Waiting Areas». In: *British Journal of Ophthalmology* (2021) (cit. a p. 29).
- [82] Pete R. Jones, Nicholas D. Smith, Wei Bi e David P. Crabb. «Portable Perimetry Using Eye-Tracking on a Tablet Computer—A Feasibility Assessment». In: *Translational Vision Science & Technology* (2019) (cit. a p. 29).
- [83] Harsh Kumar e Mithun Thulasidas. «Comparison of Perimetric Outcomes from Melbourne Rapid Fields Tablet Perimeter Software and Humphrey Field Analyzer in Glaucoma Patients». In: *Journal of Ophthalmology* (2020) (cit. a p. 29).
- [84] P. Kunumpol et al. «GlauCUTU: Virtual Reality Visual Field Test». In: *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. 2021 (cit. a p. 29).
- [85] Annamalai Odayappan, Priya Sivakumar, Sandal Kotawala, Ramalakshmi Raman, Sivagami Nachiappan, Arulmozhivarman Pachiyappan e Rengaraj Venkatesh. «Comparison of a New Head Mount Virtual Reality Perimeter (C3 Field Analyzer) With Automated Field Analyzer in Neuro-Ophthalmic Disorders». In: *Journal of Neuro-Ophthalmology* (2023) (cit. a p. 29).
- [86] Chris Bradley, Iqbal Ike K. Ahmed, Thomas W. Samuelson, Michael Chaglassian, Howard Barnebey, Nathan Radcliffe e Jason Bacharach. «Validation of a Wearable Virtual Reality Perimeter for Glaucoma Staging, The NOVA Trial: Novel Virtual Reality Field Assessment». In: *Translational Vision Science & Technology* (2024) (cit. a p. 29).
- [87] Dariusz Wroblewski, Brian A. Francis, Alfredo Sadun, Ghazal Vakili e Vikas Chopra. «Testing of Visual Field with Virtual Reality Goggles in Manual and Visual Grasp Modes». In: *BioMed Research International* (2014) (cit. a p. 29).
- [88] Priya Narang, Amar Agarwal, Maheswari Srinivasan e Ashvin Agarwal. «Advanced Vision Analyzer-Virtual Reality Perimeter: Device Validation, Functional Correlation and Comparison with Humphrey Field Analyzer». In: *Ophthalmology Science* (2021) (cit. a p. 29).

- [89] Yen-Ting Chen, Po-Han Yeh, Yu-Chun Cheng, Wei-Wen Su, Yih-Shiou Hwang, Henry Shen-Lih Chen, Yung-Sung Lee e Su-Chin Shen. «Application and Validation of LUXIE: A Newly Developed Virtual Reality Perimetry Software». In: *Journal of Personalized Medicine* (2022) (cit. a p. 30).
- [90] ZEISS. *Perimetria - ZEISS Medical Technology*. 2025. URL: <https://www.zeiss.com/meditec/it/prodotti/perimetria.html> (cit. a p. 34).
- [91] ZEISS. *HFA 3 Istruzioni per l'uso*. Citato alle pp. 9, 10, 15, 29. 2019 (cit. alle pp. 35, 36).
- [92] Graziella Spingola. *Strumenti di realtà virtuale per lo studio del campo visivo*. Relatori: Danilo Demarchi, Mariangela Vaira, Graziella Spingola. Lug. 2021 (cit. a p. 36).
- [93] Alice Mascolo. «Perimetria Cinetica in Realtà Virtuale: Sviluppo Software e Validazione Clinica in Pazienti con Parziale Deficit del Campo Visivo Periferico». Relatore: Prof. Danilo Demarchi, Correlatori: Prof.ssa Chiara Maria Eandi, Dott.ssa Rossana Terracciano. Tesi di laurea mag. Politecnico di Torino, dic. 2022 (cit. alle pp. 36, 38).
- [94] Virginia Alessandrini. «Realtà Virtuale come Strumento di Valutazione del Campo Visivo: Sviluppo e Validazione di un Dispositivo di Perimetria Cinetica Basato su Tecnologie di Realtà Virtuale». Relatore: Prof. Danilo Demarchi, Correlatrice: Prof.ssa Chiara Maria Eandi. Tesi di laurea mag. Politecnico di Torino, mar. 2024 (cit. alle pp. 36, 38).
- [95] Meta Platforms. *Meta Quest 2 Specifications*. Specifiche tecniche del visore Meta. 2020 (cit. a p. 42).
- [96] Lab Streaming Layer. *Lab Streaming Layer Documentation*. Accessed: 20 Feb. 2025. 2024. URL: <https://labstreaminglayer.readthedocs.io/info/intro.html> (cit. a p. 47).
- [97] GameDev Academy. *What is Unity?* Accessed: February 4, 2025. 2025. URL: [https://gamedevacademy.org/what-is-unity/#Easy-to-Understand\\_Architecture](https://gamedevacademy.org/what-is-unity/#Easy-to-Understand_Architecture) (cit. a p. 48).
- [98] PubNub. *Unity Guide*. Accessed: February 4, 2025. 2025. URL: <https://www.pubnub.com/guides/unity/> (cit. a p. 48).
- [99] Coursera. *What is Unity?* Accessed: February 4, 2025. 2023. URL: <https://www.coursera.org/articles/what-is-unity> (cit. a p. 48).
- [100] Dennis E. Hinkle, William Wiersma e Stephen G. Jurs. *Applied Statistics for the Behavioral Sciences*. 5th. Boston: Houghton Mifflin, 2003 (cit. a p. 60).

- [101] Mmantsae M. Mukaka. «A guide to appropriate use of correlation coefficient in medical research». In: *Malawi Medical Journal* 24.3 (2012). Accessed: 20 Feb. 2025, pp. 69–71. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3576830/> (cit. a p. 60).
- [102] Michele Nicheletti, Anteo Di Napoli, Maurizio Nordio, Umberto Maggiore, Maurizio Postorino e Aurelio Limido. «La distribuzione normale - Parte III: una semplice introduzione al Teorema del Limite Centrale». In: *Giornale di Tecniche Nefrologiche e Dialitiche* 26.3 (2014). Accessed: 20 Feb. 2025, pp. 290–293. DOI: 10.5301/GTND.2014.12676 (cit. a p. 60).