



**POLITECNICO  
DI TORINO**

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea

# **Caratterizzazione di un dispositivo per eye tracking e successivo utilizzo in ambiente di guida simulata**

**Relatori**

prof.ssa Cristina Bignardi

prof. Alberto Audenino

**Candidato**

Salvatore Dimitri

**Supervisore aziendale  
Centro Ricerche FIAT**

ing. Francesco Palma  
*Vehicle Integration*

*HMI Features & User Interface Design  
VR & HMI Labs*

Dicembre 2018

Copyright © 2018, alcuni diritti riservati.

Quest'opera è soggetta alla licenza pubblica Creative Commons *Attribuzione - Non commerciale - Non opere derivate* CC BY-NC-ND 3.0. Testo completo della licenza sul sito <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/deed.it>.



Questa tesi è stata realizzata con L<sup>A</sup>T<sub>E</sub>X (distribuzione T<sub>E</sub>XLive 2017) usando la classe TOP<sub>T</sub>esi composta da Claudio Beccari, disponibile al sito <https://ctan.org/pkg/toptesi>.

I nomi commerciali, i loghi e i marchi registrati menzionati in questa tesi appartengono ai rispettivi proprietari.

---

I risultati delle prove sperimentali riportati in questa tesi nei capitoli 5 e 6 appartengono al CENTRO RICERCHE FIAT, che ha gentilmente concesso la pubblicazione di alcune rappresentazioni grafiche.

Torino, 5 dicembre 2018  
Salvatore Dimitri



*A Giuseppe e Teresa, a Leonardo e Federica.  
Ai miei amici, quelli di sempre e quelli nuovi.  
Ai miei sacrifici, guardando avanti,  
verso ciò che sarà...*

---

## Sommario

---

Secondo il Vocabolario Internazionale di Metrologia [1], la conferma metrologica di un dispositivo di misura è un'importante fase preliminare di una sperimentazione in laboratorio, perché consente di validare le *specifiche di targa* e selezionare il dispositivo con le prestazioni più adatte rispetto alla sperimentazione che si intende effettuare. In questo lavoro di tesi si sono condotte una serie di prove di validazione di FOVIO™, un dispositivo commerciale per eye tracking mediante il quale è possibile studiare i movimenti oculari di un soggetto. Le prove, condotte all'interno del *Laboratorio di Realtà Virtuale* presso il CENTRO RICERCHE FIAT di Orbassano (TO), hanno dimostrato che i valori "di targa" dichiarati dal costruttore sono strettamente correlati ai risultati sperimentali. Successivamente a queste valutazioni, il dispositivo è stato utilizzato in contesti di guida simulata per ottenere indicazioni sullo stato del soggetto, cercando di valutare con approccio numerico la direzione dello sguardo del guidatore in determinati contesti di pericolo. Le misurazioni effettuate nella prova sperimentale (che si inserisce all'interno del progetto europeo MeBeSafe, <https://www.mebesafe.eu/>) sono valide e ripetibili: la valutazione dello sguardo del guidatore e la percezione del pericolo durante la guida in condizioni urbane è abbastanza accurata, entro i limiti intrinseci propri di ogni guidatore.

---

## Abstract

---

According to VIM definition [1], device validation is an important phase during an experimental setup design. The usefulness of this phase is to evaluate and confirm technical specification stated by device manufacturer; the best device which fits the experimental goal can be chosen after this evaluation. In this thesis the off-the-shelf FOVIO™ eye tracking system from Seeing Machines, Inc. was studied, in order to evaluate accuracy, precision and the extension of its field of view. Experimental tests (carried out in *Virtual Reality Lab* at CENTRO RICERCHE FIAT, Orbassano, Turin) have provided comparable results related to the nominal ones. After this preliminary phase, FOVIO™ remote eye tracking system was used in order to achieve the experimental tasks into the MeBeSafe European Project (<https://www.mebesafe.eu/>), which has received funding from the European Union's Horizon 2020 research and innovation program. A high accuracy in determining driver direction of attention and hazard perception was achieved: FOVIO™ eye tracking system performances are good enough to reach properly those results.

---

## Ringraziamenti

---

Desidero ringraziare i miei relatori, la prof.ssa Cristina Bignardi e il prof. Alberto Audenino per avermi concesso la possibilità di vivere questa esperienza presso il contesto aziendale del Centro Ricerche FIAT di Orbassano (TO).

Inoltre, ringrazio vivamente:

- Francesco Palma<sup>1</sup>, supervisore aziendale presso il CRF, per il supporto nello studio e nell'utilizzo sperimentale del dispositivo FOVIO™, oltre che per l'indispensabile aiuto nella fase di stesura di questo elaborato;
- Giovanni Turi<sup>1</sup> e Daniela Bertolino<sup>1</sup> per avermi messo a disposizione la loro esperienza, la loro professionalità, gli spazi e i mezzi durante i mesi di permanenza all'interno del *VR & HMI Lab*;
- Stefan Ladwig<sup>2</sup> e Maximilian Schwalm<sup>2</sup>, responsabili del progetto MeBeSafe;
- Olaf Op den Camp<sup>3</sup>, responsabile del WP2 del progetto MeBeSafe;
- Antonella Toffetti<sup>1</sup>, project manager del progetto MeBeSafe per il CRF;
- Laura Borgarello<sup>1</sup>, responsabile dell'analisi statistica dei dati derivanti dal dispositivo FOVIO™ per il progetto MeBesafe;
- i miei genitori, mio fratello e mia sorella, i miei familiari e tutti i miei amici, vicini e lontani, che mi hanno accompagnato, aiutato e supportato durante questi anni universitari...

---

<sup>1</sup>Centro Ricerche FIAT (CRF)

<sup>2</sup>*Institute for Automotive Engineering (IKA)* - RWTH Aachen University

<sup>3</sup>Nederlandse Organisatie voor Toegepast Natuurwetenschappelijk Onderzoek (TNO)

---

# Indice

---

<b>Elenco delle figure</b>	II
<b>Elenco delle tabelle</b>	III
<b>Introduzione</b>	1
<b>1 Cenni di anatomia e fisiologia dell'occhio</b>	5
1.1 Anatomia . . . . .	6
1.1.1 Il bulbo oculare . . . . .	6
1.1.2 La retina . . . . .	7
1.2 Fisiologia dei movimenti oculari . . . . .	9
1.2.1 Muscoli extra-oculari . . . . .	10
1.2.2 Leggi del movimento oculare . . . . .	12
1.3 Principali movimenti oculari . . . . .	13
1.3.1 Saccadi . . . . .	13
1.3.2 Movimenti di inseguimento lento . . . . .	15
1.3.3 Riflesso vestibolo-oculare . . . . .	16
1.3.4 Movimenti di vergenza . . . . .	16
<b>2 Eye tracking</b>	19
2.1 Cenni storici sull'eye tracking . . . . .	20
2.1.1 Elettro-oculografia (EOG) . . . . .	21
2.1.2 Lenti a contatto e bobine sclerali . . . . .	21
2.1.3 Tecniche di eye tracking non invasive . . . . .	22
2.2 Tecniche di video/riflessione: il metodo PCCR . . . . .	23
2.3 Determinazione del punto di gaze . . . . .	26

2.3.1	Tecnica 2D: stima della funzione di mappatura . . . . .	26
2.3.2	Tecnica 3D: stima della Line-of-Sight (LOS) . . . . .	27
2.4	FOVIO™: dispositivo e caratteristiche . . . . .	29
2.4.1	La suite di software EYEWORKS™ . . . . .	30
<b>3</b>	<b>Caratterizzazione</b> . . . . .	<b>33</b>
3.1	Accuratezza e precisione . . . . .	34
3.2	Descrizione della prova sperimentale . . . . .	35
3.2.1	Descrizione del setup sperimentale . . . . .	35
3.2.2	Calibrazione del dispositivo . . . . .	36
3.3	Accuratezza e precisione in funzione del metodo di calibrazione . . . . .	37
3.3.1	Stimoli somministrati . . . . .	38
3.3.2	Pre-processing dei dati . . . . .	40
3.3.3	Analisi dei dati . . . . .	42
3.3.4	Elaborazione dei dati e risultati . . . . .	44
3.4	Accuratezza e precisione in funzione dell'angolo visivo . . . . .	49
3.4.1	Stimoli somministrati . . . . .	49
3.4.2	Raccolta e trattamento dei dati . . . . .	50
3.4.3	Elaborazione dei dati e risultati . . . . .	51
3.5	Discussioni e conclusioni . . . . .	53
<b>4</b>	<b>Il progetto MeBeSafe</b> . . . . .	<b>57</b>
4.1	Problematiche affrontate dal progetto . . . . .	58
4.1.1	Inappropriate velocità di marcia . . . . .	59
4.1.2	Traiettorie inappropriate . . . . .	60
4.1.3	Scarsa attenzione verso possibili rischi . . . . .	61
4.1.4	Scarso utilizzo dell'Adaptive Cruise Control (ACC) . . . . .	61
4.1.5	Riluttanza alle pause negli episodi di sonnolenza . . . . .	62
4.1.6	Brusche frenate improvvisate . . . . .	62
4.2	Strategie di intervento . . . . .	62
4.2.1	Il sistema automatico e il sistema riflessivo . . . . .	63
4.2.2	Nudging . . . . .	63
4.2.3	Coaching . . . . .	64
4.2.4	Confronto tra i due approcci . . . . .	65
<b>5</b>	<b>Implementazione del progetto</b> . . . . .	<b>67</b>
5.1	WP2: in-vehicle nudging solutions . . . . .	68
5.2	Descrizione della prova sperimentale . . . . .	69
5.2.1	Descrizione del setup sperimentale . . . . .	70
5.2.2	Scenario sperimentale . . . . .	70
5.3	Risultati (manovre C1 e C2) . . . . .	72

<b>6 Conclusioni</b>	77
<b>Bibliografia</b>	81

---

## Elenco delle figure

---

1.1	Spettro elettromagnetico, con particolare enfasi sulla porzione della luce visibile. . . . .	5
1.2	Anatomia dell'occhio: le principali strutture dell'occhio viste in sezione orizzontale. Adattata da [4]. . . . .	6
1.3	La retina vista dall'oftalmoscopio. Adattata da [4]. . . . .	8
1.4	Coni e bastoncelli. (a) morfologia dei recettori [4], (b) spettro di assorbimento della luce visibile (S, short; M, medium; L, long; R, bastoncelli); adattata da [5]. . . . .	9
1.5	Rappresentazione schematica degli assi di Fick. Si nota il piano di Listing, che taglia l'occhio in due emisferi, anteriore e posteriore [6].	10
1.6	Rappresentazione schematica dei sei muscoli oculari [7]. . . . .	11
1.7	Descrizione di una saccade (A) e del movimento di inseguimento lento (B): tra la comparsa dello stimolo e l'innesco del movimento intercorre un tempo chiamato <i>latenza saccadica</i> , presente anche prima della saccade di aggancio allo stimolo in movimento lento. La posizione costante dell'occhio corrisponde a una fissazione [7]. . . . .	14
1.8	Riflesso vestibolo-oculare: (a) gradi di libertà rilevati dai canali semicircolari del sistema vestibolare, (b) circuito neurale del meccanismo di compensazione e attivazione del riflesso. . . . .	17
2.1	Disposizione standard degli elettrodi per EOG (adattata da [28]). . . . .	21
2.2	Due esempi di bobine sclerali. Si nota il conduttore di rame che fuoriesce dalla sede in cui sono alloggiato le due bobine. . . . .	22
2.3	Rappresentazione di un'occhio umano: si notano le strutture principali, tra cui il limbo (indicato con <i>limbus</i> ). . . . .	23

2.4	Diagramma schematico dell'occhio umano: PR, riflessioni di Purkinje; IL, luce incidente ( <i>incoming light</i> ); A, umor acqueo; C, cornea; S, sclera; V, umor vitreo; I, iride; L, lente; CR, centro di rotazione; EA, asse dell'occhio; $a = 6$ mm, $b = 12.5$ mm, $c = 13$ mm, $d = 24$ mm, $r = 8$ mm. Adattata da [38]. . . . .	24
2.5	Rappresentazione delle due modalità di rilevazione della pupilla. . . . .	25
2.6	Posizione del glint al variare della posizione relativa tra occhio e testa: si nota come il glint rimanga fisso in un determinato punto dell'immagine. . . . .	25
2.7	Determinazione del vettore $v$ : i punti indicati con $g$ rappresentano il glint, mentre i punti indicati con $p$ rappresentano il centro della pupilla. Si nota che, a parità di posizione del glint, il vettore cambia la sua lunghezza al variare delle coordinate del centro della pupilla. . . . .	26
2.8	Modello 3D dell'occhio umano; vista dall'alto dell'occhio destro [45]. . . . .	28
2.9	Schema dei raggi incidenti e riflessi da due sorgenti di luce IR poste di fronte all'occhio [45]. . . . .	28
2.10	Rappresentazione della condizione di pupilla virtuale [45]. . . . .	29
2.11	Dispositivo per eye tracking FOVIO™. . . . .	30
3.1	Esempi di occhi artificiali da laboratorio. Adattata da [47]. . . . .	33
3.2	Rappresentazione grafica del concetto di accuratezza e precisione secondo la norma internazionale ISO 5725-1:1994 [47]. . . . .	34
3.3	Setup sperimentale della prova di validazione. Al di sopra del volante si vede l'eye tracker FOVIO™ © CRF, 2018. . . . .	36
3.4	Fase di calibrazione: (a) individuazione degli occhi prima della calibrazione, (b) risultato di una calibrazione con il metodo a 5 punti. . . . .	37
3.5	Disposizione degli stimoli nel piano dell'immagine (indicato in rosso), che sono stati somministrati secondo l'ordine numerico crescente. . . . .	39
3.6	Esempio di pre-processing con ricostruzione della traccia di gaze acquisita (frequenza di campionamento $f_s = 60$ Hz): in alto, la coordinata $x$ , in basso, la coordinata $y$ . Si notano alcuni <i>missing data</i> , ricostruiti mediante interpolazione nonostante la percentuale di dati validi fosse superiore all'85%. . . . .	41
3.7	Rappresentazione dell'angolo visivo $\alpha$ sotteso da uno stimolo di dimensione $S$ posto a una distanza $d$ dagli occhi dell'utente [17]. . . . .	44
3.8	Risultati delle prove per i diversi metodi di calibrazione, nella configurazione a un target (T1): (a) sfondo scuro, (b) sfondo chiaro. . . . .	46
3.9	Risultati delle prove per i diversi metodi di calibrazione, nella configurazione a cinque target (T1-T5): (a) sfondo scuro, (b) sfondo chiaro. . . . .	47

3.10	Accuratezza e precisione del dispositivo: (a) risultati della prova a un solo target, (b) valori medi dei risultati della prova a 5 target. Le linee di significatività rappresentano i valori di precisione. . . . .	48
3.11	Disposizione degli stimoli nel piano dell'immagine (indicato in rosso), somministrati secondo l'ordine numerico crescente. . . . .	50
3.12	Accuratezza e precisione del dispositivo: (a) risultato della prova, (b) rappresentazione della tabella 3.5. Le barre di colore grigio rappresentano i target che cadono fuori dal FOV del dispositivo, la barra di colore verde rappresenta accuratezza e precisione media sul piano dell'immagine, escludendo i valori dei target T1, T9 e T20. . . . .	52
3.13	Accuratezza e precisione del dispositivo in direzione orizzontale, trascurando i target che cadono al di fuori del FOV di FOVIO™. . . . .	53
3.14	Accuratezza e precisione del dispositivo in direzione orizzontale, trascurando i target che cadono al di fuori del FOV di FOVIO™. . . . .	54
4.1	Logo del progetto MeBeSafe [55]. . . . .	58
4.2	Vittime totali della strada (linea blu, asse sinistro) vs vittime dei soli incidenti ciclistici (linea arancione, asse destro) nell'UE dal 2006 al 2015 [64]. . . . .	60
4.3	Differenze tra il sistema automatico e il sistema riflessivo secondo Kahneman. Immagine tratta da [55]. . . . .	64
4.4	Strategie che il progetto MeBeSafe mira a implementare in modo da indirizzare opportunamente i sistemi di pensiero di Kahneman [55]. . . . .	65
4.5	Confronto tra le strategie di nudging e coaching [55]. . . . .	66
5.1	Flusso e interazione dei blocchi di attività del progetto MeBeSafe [55]. . . . .	67
5.2	Setup sperimentale della prova di guida simulata: sullo schermo si vede l'evoluzione dello scenario durante la guida © CRF, 2018 . . . . .	71
5.3	Rappresentazione schematica delle manovre realizzate durante la prova sperimentale. . . . .	72
5.4	Distribuzione dello sguardo dell'utente durante la realizzazione delle manovre © CRF, 2018. . . . .	73
5.5	Direzione dello sguardo in direzione orizzontale durante le manovre C1 e C2 (a) senza ciclisti che avvicinano e (b) dopo la comparsa dei ciclisti, rispettivamente da destra e sinistra © CRF, 2018. . . . .	74
6.1	Angolo realizzato tra auto e ciclista durante le manovre C1 e C2 © CRF, 2018. . . . .	78

---

## Elenco delle tabelle

---

1.1	Movimenti oculari permessi nei tre gradi di libertà di rotazione dai muscoli extra-oculari [8]. . . . .	12
1.2	Caratteristiche dei principali movimenti oculari. Adattata da [13]. . . . .	13
2.1	Elenco delle grandezze presenti nel file: D/S indica l'occhio destro/sinistro, V indica i movimenti di vergenza. . . . .	31
3.1	Coordinate dei target mostrati durante le prove. L'origine degli assi coincide con l'angolo in alto a sinistra della diapositiva. . . . .	40
3.2	Tabella riepilogativa delle indicazioni fornite dalla norma ISO 15007-1:2014: le strategie riportate non sono contenute all'interno della norma. Adattata da [51]. . . . .	41
3.3	Accuratezza/precisione in funzione del metodo di calibrazione nella configurazione a 1 target. Il valore in grassetto rappresenta la migliore prestazione registrata in termini di accuratezza. . . . .	45
3.4	Accuratezza/precisione in funzione del metodo di calibrazione nella configurazione a 5 target. Il valore in grassetto rappresenta la migliore prestazione registrata in termini di accuratezza media. . . . .	49
3.5	Accuratezza/precisione nella configurazione di stimoli posti a 5° l'uno dall'altro. *Per il target T8 i valori riportati rappresentano il valor medio registrato durante le quattro acquisizioni sul target stesso; per il calcolo del valor medio sono stati esclusi i target riportati in rosso, perché cadono all'infuori del FOV garantito dal dispositivo. . . . .	51

3.6	Riepilogo delle migliori prestazioni rispetto alle prestazioni dichiarate dal produttore di FOVIO™: i valori in verde/rosso rappresentano un risultato migliore/peggiore della rispettiva grandezza dichiarata. . . . .	54
5.1	Codifica degli use case riportati nelle immagini in figura 5.4. Lo use case 0 corrisponde alla guida su strada dritta senza interferenze dovute a svolte o ciclisti © CRE, 2018. . . . .	73

---

## Introduzione

---

In metrologia, la *caratterizzazione metrologica di un sistema di misura* riguarda l'insieme delle procedure durante le quali si estraggono le caratteristiche proprie del sistema posto sotto analisi. Questo tipo di attività si articola in due macro-aree, ognuna delle quali importante e di rilievo rispetto allo strumento di misura analizzato [2]:

- la prima macro-area tratta la definizione dei limiti tecnologici dello strumento, ovvero la quantificazione delle variabili contestuali che entrano in gioco durante il processo di misurazione ed entro i quali è possibile realizzare una misura affidabile;
- la seconda macro-area, invece, si occupa della definizione della precisione strumentale dello strumento, quantificando numericamente l'entità di determinate proprietà.

Le proprietà della prima macroarea riguardano specialmente il campo di misura, la caratteristica di risposta dello strumento, la temperatura di esercizio o indicazioni sull'utilizzo efficace dello strumento stesso, mentre le seconde concorrono a quantificare l'incertezza sperimentale che affligge il risultato di ogni misurazione. In particolare, il VOCABOLARIO INTERNAZIONALE DI METROLOGIA (VIM) [1] definisce le grandezze da quantificare come:

- *accuratezza*: rappresenta il grado di corrispondenza di una serie di misurazioni rispetto al dato reale di riferimento;
- *ripetibilità*: attitudine di uno strumento a fornire risultati compatibili mediante la medesima procedura di misura, gli stessi operatori, lo stesso sistema di misura, le medesime condizioni operative e lo stesso luogo, nonché mediante

---

l'esecuzione di misurazioni ripetute dello stesso oggetto, o di oggetti simili, in un intervallo di tempo breve;

- *riproducibilità*: attitudine di uno strumento a fornire risultati compatibili mediante misurazioni realizzate in differenti luoghi, da differenti operatori, con differenti sistemi di misura, e l'esecuzione di misurazioni ripetute dello stesso oggetto o di oggetti simili;
- la *stabilità* come l'attitudine di uno strumento di misura a mantenere le proprie caratteristiche metrologiche costanti nel tempo;
- la *risoluzione* come il più piccolo cambiamento della grandezza sottoposta a misurazione che provoca un cambiamento rilevabile nell'indicazione corrispondente.

Nel campo dei dispositivi per eye tracking, oggetto di questo lavoro di tesi, non è possibile quantificare per via numerica tutte le proprietà elencate precedentemente, a causa dell'instabilità intrinseca dell'apparato visivo dell'uomo: è necessario, dunque, disporre di appositi dispositivi di test. Questi ultimi devono essere assimilabili all'occhio umano per quanto riguarda le proprietà fisiche/ottiche e devono essere in grado di eseguire dei movimenti controllati su richiesta di un operatore, al fine di simulare i movimenti fisiologici su scala macro o micro (come, ad esempio, saccadi, microsaccadi o inseguimenti lenti).

L'obiettivo di questa tesi non è quello di effettuare una vera e propria caratterizzazione dello strumento, bensì quello di verificare la conformità delle specifiche metrologiche riportate dal produttore. Secondo il VIM [1] e la norma UNI EN ISO 10012:2004 [3] questa fase di validazione, chiamata *conferma metrologica*, è definita come:

*"un insieme di operazioni richieste per garantire che un'apparecchiatura per misurazione sia conforme ai requisiti per l'utilizzazione prevista."*

La caratterizzazione è stata realizzata dalla casa produttrice del dispositivo, fornendo le relative specifiche tecniche, mentre la fase di verifica delle specifiche mira a stabilire se il particolare dispositivo riuscirà a fornire misurazioni dalla valenza pratica durante la sperimentazione in cui verrà utilizzato. Le prove di verifica sono state realizzate presso il *Laboratorio di Realtà Virtuale* del CENTRO RICERCHE FIAT di Orbassano (TO).

---

**Outline** L'elaborato si articola come segue:

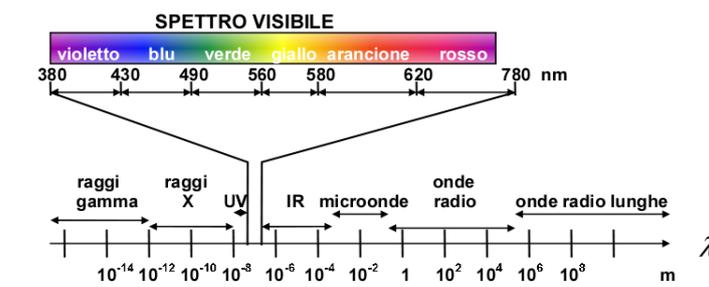
- il capitolo 1 contiene una breve descrizione dell'anatomia dell'occhio umano e una rassegna dei principali movimenti oculari;
- il capitolo 2 sofferma l'attenzione sul mondo dell'eye tracking, passando da alcuni cenni storici e l'analisi delle tecniche odierne alla descrizione di FOVIO™, il dispositivo commerciale utilizzato in questo lavoro di tesi;
- il capitolo 3 descrive nel dettaglio le prove realizzate per la verifica di conformità delle specifiche dichiarate; trattandosi di una "caratterizzazione privata, interna al laboratorio", in questo capitolo si parlerà di *caratterizzazione dello strumento* in luogo della più corretta dicitura di *verifica di conformità*;
- infine, i capitoli 4 e 5 descrivono rispettivamente il progetto europeo MeBe-Safe e la prova sperimentale di determinazione della direzione dello sguardo del guidatore, durante la quale si è utilizzato il dispositivo FOVIO™; in particolare, nel capitolo 5 verranno riportati alcuni risultati della prova realizzata.



## Cenni di anatomia e fisiologia dell'occhio

L'occhio umano è una struttura complessa che permette di realizzare uno dei sensi umani principali, la vista. Per mezzo della vista ci è possibile capire il mondo che ci circonda e muoverci all'interno dei nostri ambienti.

L'aspetto fondamentale sulla base del quale si realizza la funzionalità del sistema visivo è la luce. Il termine *luce*, in fisica, si riferisce alla porzione dello spettro elettromagnetico visibile dall'occhio umano, che ha una lunghezza d'onda compresa tra 380 e 780 nm, come si vede in figura 1.1: se la luce non esistesse il senso della vista, a sua volta, non esisterebbe.



**Figura 1.1** – Spettro elettromagnetico, con particolare enfasi sulla porzione della luce visibile.

L'occhio umano, infatti, recepisce la luce riflessa dagli oggetti del mondo che ci circonda, viaggiando all'interno del bulbo fino a convergere in una determinata regione sul fondo dell'occhio; da qui, si genera un segnale elettrico che, per mezzo di un complesso percorso neurale, viaggia in frazioni di secondo fino alla corteccia visiva situata alla base posteriore del cervello. A livello della corteccia vengono

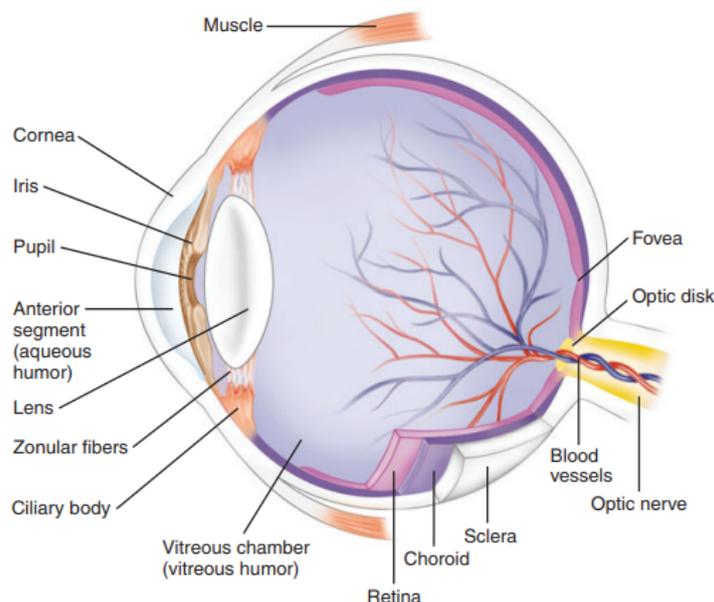
processate le informazioni luminose provenienti da entrambi gli occhi, dando vita all'immagine.

La conoscenza sull'occhio umano si è sviluppata in particolar modo negli ultimi due secoli, andando a definire la strutture anatomiche e le funzionalità fisiologiche dell'apparato visivo; ogni singola struttura partecipa attivamente al processo visivo, e la loro combinazione simultanea permette di realizzare un ampio spettro di funzionalità visuali necessarie per garantire la vita dell'uomo.

## 1.1 Anatomia

### 1.1.1 Il bulbo oculare

L'anatomia fondamentale dell'occhio è mostrata in figura 1.2. Il bulbo oculare è un organo posizionato nella porzione anteriore della cavità orbitaria del cranio. Da un punto di vista tridimensionale, il bulbo oculare può essere visto come l'intersezione tra due sfere coassiali di diametro differente: una sfera maggiore avente un diametro pari a 22-24 mm e una sfera minore con un diametro pari a 14-16 mm. La loro intersezione tridimensionale crea un anello 2D, detto *limbo*.



**Figura 1.2** – Anatomia dell'occhio: le principali strutture dell'occhio viste in sezione orizzontale. Adattata da [4].

Guardando l'occhio frontalmente si notano due differenti regioni, ognuna delle quali rappresenta una delle due superfici sferiche: in particolare, la sfera

maggiore rappresenta la *sclera*, ovvero la parte bianca dell'occhio, mentre la sfera minore rappresenta la *cornea*. All'interno della cornea è presente una struttura membranosa anulare, chiamata *iride*, costituita da due strati di cellule muscolari pigmentate che agisce come diaframma per regolare il diametro del suo foro centrale, la *pupilla*, e dunque il passaggio di luce.

Le pareti sferiche dell'occhio sono costituite da tre membrane sovrapposte:

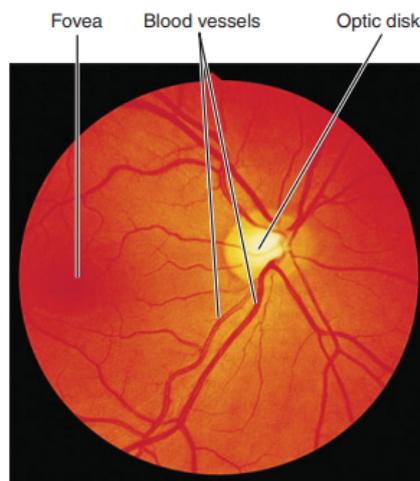
1. la *tonaca fibrosa*, composta da sclera e cornea, è la struttura più esterna del bulbo oculare;
2. la *tonaca vascolare* o *uvea*: internamente alla sclera è presente uno strato pigmentato e vascolarizzato, la *coroide*, che continua anteriormente dando origine prima al *corpo ciliare* e poi all'iride. L'uvea è formata da queste tre regioni pigmentate;
3. la *tonaca nervosa* o *retina*, è la membrana oculare più interna ed è composta da cellule fotorecettive che sono responsabili della trasformazione dell'energia luminosa in potenziale elettrico.

All'interno del bulbo oculare si distinguono tre regioni, denominate *camere*:

1. la *camera anteriore*, delimitata anteriormente dall'endotelio corneale e posteriormente dalla superficie anteriore dell'iride e dalla porzione di cristallino che appare attraverso il foro pupillare;
2. la *camera posteriore*, delimitata dai processi ciliari, dalla faccia posteriore dell'iride e da quella parte della faccia anteriore del cristallino che l'iride nasconde. Nelle camere anteriore e posteriore circola l'*umor vitreo*, un fluido trasparente simile all'acqua che contribuisce alla messa a fuoco delle immagini;
3. la *camera vitrea*, compresa tra il cristallino e la retina, ovvero la regione interna dell'occhio a valle del cristallino, all'interno della quale è presente il *corpo vitreo*. Il corpo vitreo è una massa gelatinosa che riempie i 4/5 dell'occhio, è trasparente e incolore e ha funzioni di sostegno e protezione del bulbo: contribuisce al mantenimento della struttura quasi-sferica dell'occhio e partecipa anche nel meccanismo di focalizzazione dei raggi sulla retina.

### 1.1.2 La retina

Lo strato più interno dell'occhio è rappresentato dalla retina, che contiene le cellule sensibili alle onde luminose: come detto in precedenza, i fotorecettori sono di due tipi, i *coni* e i *bastoncelli*; questi due tipi di cellule sono responsabili di due tipi di visioni.

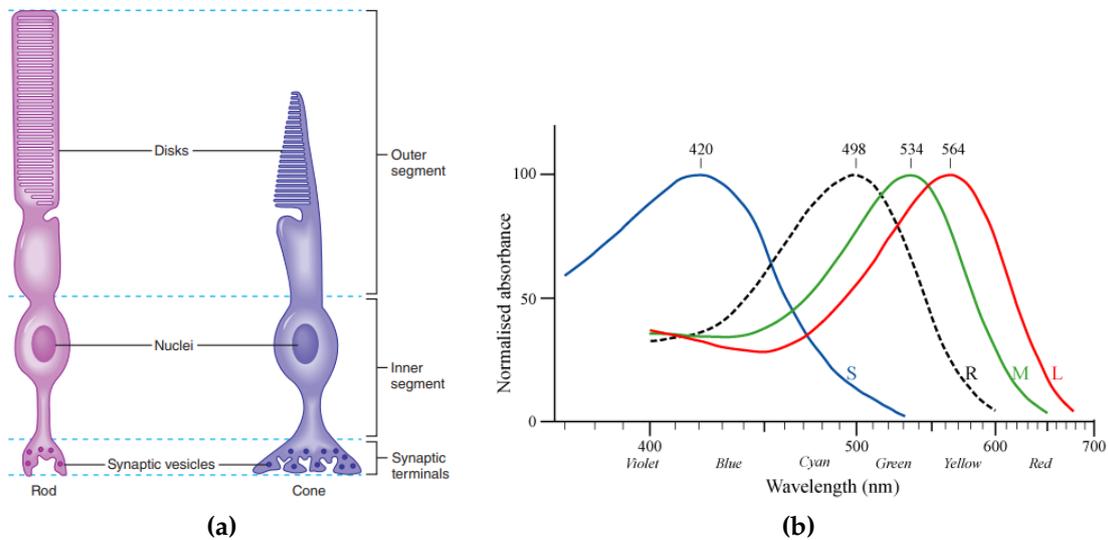


**Figura 1.3** – La retina vista dall'oftalmoscopio. Adattata da [4].

I coni sono di tre tipi differenti e sono deputati alla *visione fotopica*, ovvero alla visione che si ha in condizioni normali di illuminazione (per esempio, di giorno); essendo di tre tipi differenti essi sono sensibili a tre differenti lunghezze d'onda dello spettro del visibile. Infatti, presentano picchi di assorbimento intorno a 420, 530 e 560 nm, che corrispondono rispettivamente al blu, al verde ed al giallo-arancio: questo permette la distinzione cromatica dei colori. I bastoncelli, invece, presentano una grandissima sensibilità alla luce ma consentono una visione monocromatica, non in grado quindi di distinguere i colori e determinare la composizione spettrale della luce incidente (figura 1.4). Per via di questa peculiarità i bastoncelli sono responsabili della *visione scotopica* o crepuscolare, ovvero quel tipo di visione che si realizza in situazione di bassa illuminazione ambientale (per esempio, in notturna). Nella parte esterna della retina è presente una fitta pigmentazione nera, che permette ai raggi luminosi che incidono di essere assorbiti completamente, evitando potenziali distorsioni dell'immagine dovute ai fenomeni di riflessione.

La retina contiene due regioni di primaria importanza, la fovea e il disco ottico, mostrate in figura 1.3. La *fovea* è la regione della retina con la maggiore acuità visiva che permette la cosiddetta *visione foveale*, grazie all'elevatissima densità dei coni. Si tratta di una regione circolare contenuta nella *macula lutea* avente un diametro di circa 1.5 mm in cui la retina diventa particolarmente sottile. In questa regione, che si trova al centro della retina, il cristallino focalizza i raggi luminosi, consentendo una visione dettagliata in un range che va da 2 a 5 gradi di angolo visivo (a seconda della distanza dell'oggetto).

Il *disco ottico* rappresenta, invece, il punto cieco della retina. In questa regione



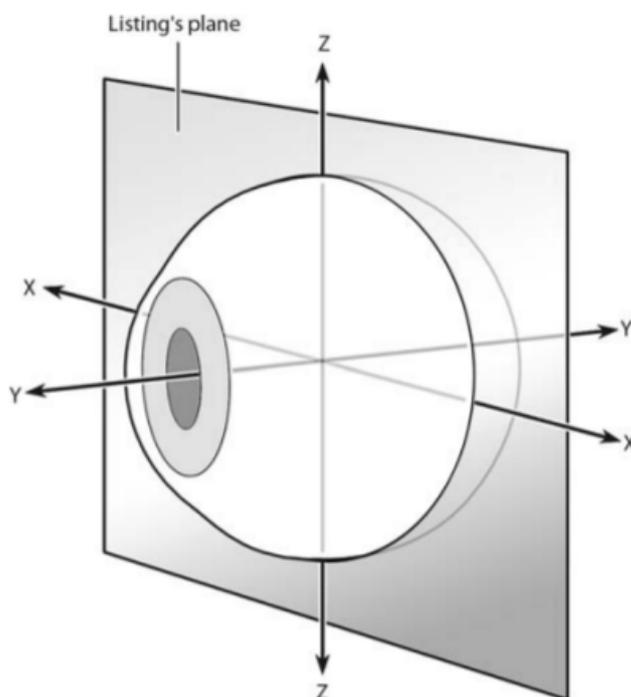
**Figura 1.4** – Coni e bastoncelli. (a) morfologia dei recettori [4], (b) spettro di assorbimento della luce visibile (S, short; M, medium; L, long; R, bastoncelli); adattata da [5].

della retina è presente l'innesto oculare del nervo ottico che conduce gli stimoli elettrici dalla retina al cervello e i vasi oculari che irrorano tutte le strutture contenute nel bulbo: questa regione viene detta "cieca" perché completamente sprovvista di fotorecettori, quindi incapace di generare potenziali d'azione in risposta a uno stimolo luminoso.

## 1.2 Fisiologia dei movimenti oculari

Come ogni corpo esteso tridimensionale, anche l'occhio dispone di 6 possibili gradi di libertà, 3 di traslazione e 3 di rotazione. I movimenti traslatori possono avvenire in una delle tre direzioni dello spazio 3D (verticalmente, orizzontalmente o secondo l'asse trasverso), mentre le tre rotazioni possono avvenire solo attorno ai tre assi dell'occhio. Sebbene i movimenti di traslazione siano possibili, nell'analisi fisiologica di base dei movimenti oculari questi possono essere trascurati, perché di entità molto piccola e ininfluenti da un punto di vista clinico/meccanico; con questa assunzione, il centro di rotazione dell'occhio può essere considerato fisso.

Ogni occhio ha tre assi di rotazione, detti assi di Fick, mostrati in figura 1.5; l'asse antero-posteriore  $y$  è perpendicolare al piano individuato dagli assi  $x$  e  $z$ , detto piano di Listing, passante anch'esso per il centro di rotazione dell'occhio.



**Figura 1.5** – Rappresentazione schematica degli assi di Fick. Si nota il piano di Listing, che taglia l'occhio in due emisferi, anteriore e posteriore [6].

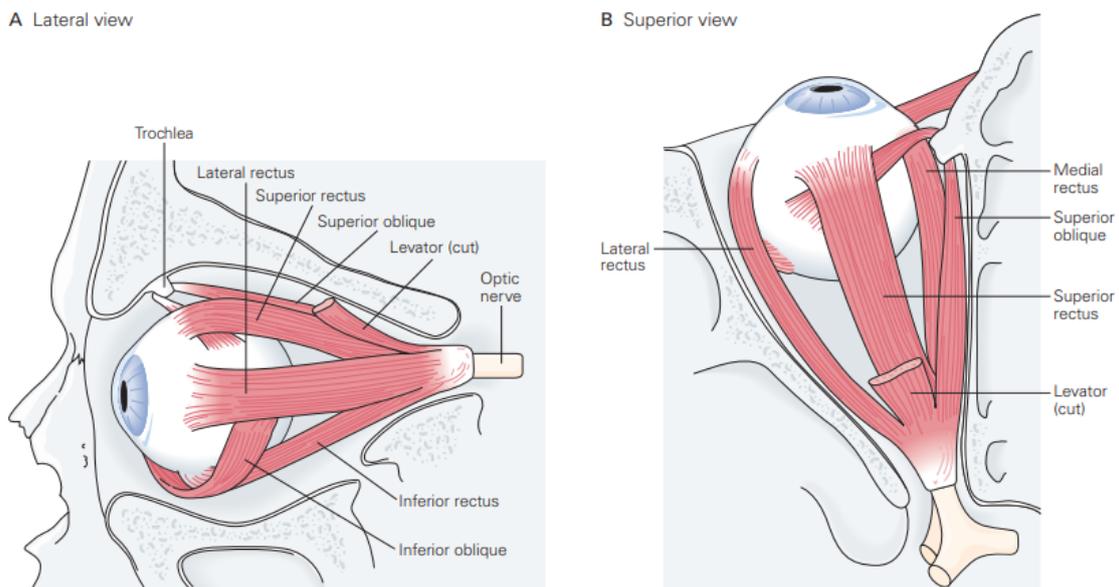
### 1.2.1 Muscoli extra-oculari

Affinchè l'occhio esegua dei movimenti rotatori attorno agli assi di Fick sono necessari degli attuatori meccanici che permettano di muovere l'occhio nella direzione desiderata; nel sistema oculare questi attuatori sono rappresentati dai *muscoli extra-oculari*. I muscoli extra-oculari sono tre coppie di muscoli che, agendo in sinergia tra di loro, permettono movimenti attorno agli assi antero-posteriore, medio-laterale e trasverso: i sei muscoli extra-oculari sono (v. figura 1.6):

- quattro muscoli retti:
  - il *retto mediale* e il *retto laterale*, che governano la rotazione attorno all'asse trasverso (indicato con  $z$  in figura 1.5): il R. mediale, contraendosi, realizza l'adduzione dell'occhio (rotazione in direzione nasale), mentre la contrazione del R. laterale permette di realizzare l'abduzione (rotazione in direzione temporale);
  - il *retto superiore* e il *retto inferiore*, che governano la rotazione attorno all'asse medio-laterale (indicato con  $x$ ): il R. superiore permette di

realizzare l'innalzamento dell'occhio, mentre il R. inferiore governa l'abbassamento dell'occhio;

- una coppia di muscoli obliqui (*obliquo superiore* e *obliquo inferiore*), che governano la rotazione attorno all'asse antero-posteriore dell'occhio (indicato con  $y$ ): l'inciclorotazione (rotazione in senso orario attorno all'asse  $y$ ) è governata dall'O. superiore, l'exciclorotazione è governata dall'O. inferiore.



**Figura 1.6** – Rappresentazione schematica dei sei muscoli oculari [7].

I movimenti possono essere classificati in base a quanti bulbi oculari partecipano alla realizzazione del movimento stesso: se si muove un solo bulbo oculare si parla di *duzioni*, se entrambi i bulbi si muovono simultaneamente nella stessa direzione si parla di *versioni*, mentre se si muovono simultaneamente in direzioni opposte si parla di *movimenti di vergenza*; l'insieme dei possibili movimenti oculari è mostrato in tabella 1.1. La funzione dei movimenti di versione è quella di dirigere le direzioni degli assi visivi<sup>1</sup> dei due occhi verso l'oggetto da osservare; i movimenti di vergenza, invece, adattano la direzione dell'asse visivo in funzione della distanza tra occhi e oggetto da osservare.

<sup>1</sup>L'asse visivo di un occhio è la linea immaginaria passante per il centro della sfera minore (secondo il modello 3D dell'occhio descritto in precedenza) che congiunge il punto osservato con la fovea. Maggiori dettagli saranno descritti nel paragrafo 2.3.2 a pagina 27.

Movimenti monoculari Duzioni	Movimenti binoculari	
	Versioni	Vergenze
Adduzione	Destroversione	Convergenza
Abduzione	Sinistroversione	Divergenza
Sursumduzione (elevazione)	Sursumversione (elevazione)	Sursumvergenza destra (deorsumvergenza sinistra)
Deorsumduzione (abbassamento)	Deorsumversione (abbassamento)	Deorsumvergenza destra (sursumvergenza sinistra)
Incicloduzione (intorsione)	Destrocicloversione	Inciclovergenza
Excicloduzione (extorsione)	Sinistrocicloversione	Exciclovergenza

**Tabella 1.1** – Movimenti oculari permessi nei tre gradi di libertà di rotazione dai muscoli extra-oculari [8].

## 1.2.2 Leggi del movimento oculare

La motilità oculare rappresenta il risultato complesso di un insieme di strategie semplici e regolari. Affinché un movimento oculare venga realizzato in modo fisiologico è necessario che rispetti una serie di leggi, dette *leggi del movimento oculare*.

**I legge: legge di Sherrington** Anche detta *legge dell'innervazione reciproca*, la legge di Sherrington dice che in ogni azione muscolare che coinvolga un muscolo agonista e un muscolo antagonista, se l'agonista riceve uno stimolo nervoso tale da farlo contrarre, allora l'antagonista riceverà uno stimolo nervoso tale da inibirne la contrazione e favorirne invece il rilassamento. Si tratta di una legge valida in generale: questa legge, infatti, vale per tutti i muscoli striati presenti nel corpo umano [9].

**II legge: legge di Hering** Anche detta *legge della corrispondenza motoria*, la legge di Hering dice che se un muscolo oculare di un occhio riceve uno stimolo per eseguire un determinato movimento, nell'altro occhio verrà reclutato un altro muscolo tale da permettere la realizzazione del movimento oculare progettato. Questa legge si applica solo ai muscoli oculari, e sottolinea l'integrazione motoria tra i due occhi: vale sia nel caso di movimenti di versione che nel caso di movimenti di vergenza.

**III legge: legge di Donders** La legge di Donders dice che a ogni orientamento dell'asse visivo corrisponde un set di posizioni spaziali univoche, e quindi un preciso orientamento dei meridiani retinici; in questo modo diventa impossibile avere orientamenti casuali dell'occhio attorno all'asse di sguardo. Affinché le

ciclorotazioni attorno all'asse  $y$  siano di entità molto piccola è necessario che l'asse visivo di ogni occhio coincida proprio con l'asse  $y$  [10].

**IV legge: legge di Listing** La legge di Listing dice che qualunque movimento oculare che porti il bulbo da un'orientazione iniziale a un'orientazione finale deve avvenire senza ciclorotazioni attorno all'asse  $y$ , coincidente con l'asse di sguardo. Ogni rotazione tale da far cambiare l'orientamento del bulbo avviene attorno a un asse giacente sul piano equatoriale di Listing [11].

Nel momento in cui una di queste quattro leggi venisse infranta si perde la coordinazione fisiologica del movimento oculare e si vedrebbero comparire forme di strabismo di gravità proporzionale al numero di leggi infrante, passando da semplici deficit estetici a problemi complessi di visione binoculare nello spazio.

## 1.3 Principali movimenti oculari

Nell'ambito della meccanica oculare esistono due grandi classi di movimenti realizzabili dal sistema visivo: i FEM (*Fast eye movements*) e i SEM (*Slow eye movements*); una terza classe di movimenti si realizza con i VEM (*Vergence eye movements*), che contiene al suo interno tutti i possibili movimenti di vergenza realizzabili in condizioni normali. In generale, i FEM e i SEM sono movimenti versionali: in particolari condizioni patologiche possono divenire movimenti di tipo duzionale o si perde la capacità del sistema di eseguire dei movimenti coniugati con entrambi gli occhi. In tabella 1.2 sono riportati i movimenti oculari secondo la classificazione di Robinson [12].

In questa breve descrizione dei principali movimenti oculari non si discuterà dei movimenti secondari come i movimenti torsionali dei bulbi o i movimenti oculari durante il sonno.

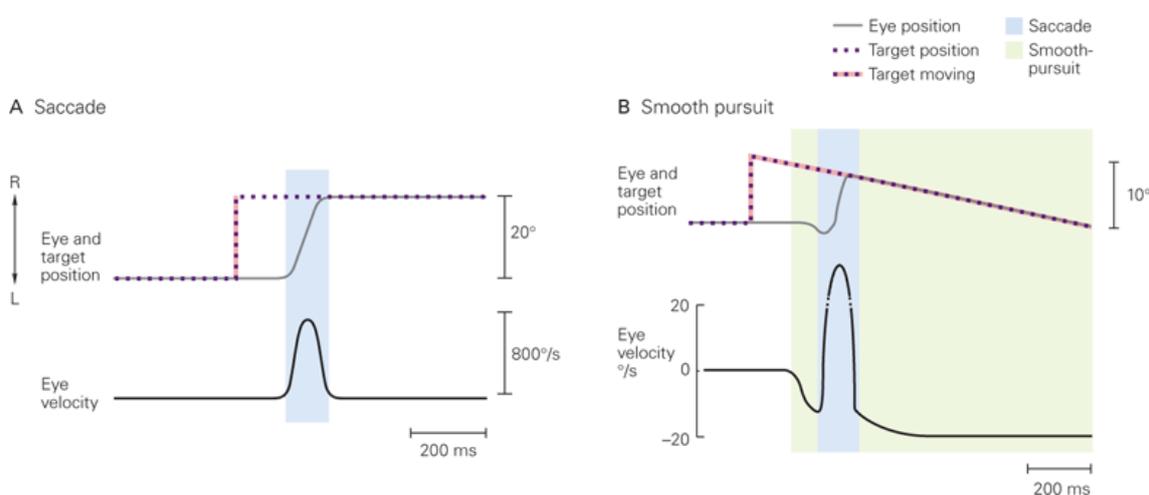
Tipo	Classe	Stimolo	Latenza (ms)	Velocità (°/s)
Saccade	FEM	Volontario o riflesso	200	30 - 700
Inseguimento lento	SEM	Target in movimento	125	50
Riflesso vestibolo-oculare (VOR)	SEM	Movimento della testa	100	400
Vergenza	VEM	Accomodativo / fusionale	160	20
Saccade correttiva (o secondaria)	FEM	Errore di posizione	125	150

**Tabella 1.2** – Caratteristiche dei principali movimenti oculari. Adattata da [13].

### 1.3.1 Saccadi

Le *saccadi*, o movimenti saccadici, rappresentano ampi e rapidi movimenti degli occhi allo scopo di centrare il target sulla fovea permettendo di cambiare il punto

di fissazione. Nell'uomo rappresentano il movimento volontario più frequente, che si verifica ad una frequenza media di circa 3-4 movimenti saccadici al secondo. Si tratta di un movimento versionale coniugato e può essere di natura volontaria (come, ad esempio, nel caso di risposta a comandi specifici di dirigere lo sguardo in una specifica direzione, o durante la lettura) o di natura riflessa (come accade, per esempio, dopo l'improvvisa comparsa di un oggetto visivo periferico). Sebbene si tratti di un movimento volontario, lasciando quindi all'utente la possibilità di decidere dove dirigere il proprio sguardo, non si ha la facoltà di decidere come eseguirlo: si tratta, infatti, di un moto stereotipato che segue una cinematica ben precisa, impossibile da modulare dal controllo volontario.



**Figura 1.7** – Descrizione di una saccade (A) e del movimento di inseguimento lento (B): tra la comparsa dello stimolo e l'innesco del movimento intercorre un tempo chiamato *latenza saccadica*, presente anche prima della saccade di aggancio allo stimolo in movimento lento. La posizione costante dell'occhio corrisponde a una fissazione [7].

L'evoluzione temporale di un movimento saccadico è mostrato in figura 1.7A. Dopo la comparsa di un target nel campo visivo (linea rossa) è necessario attendere un tempo di circa 100-200 ms prima che l'occhio inizi a muoversi allo scopo di centrare nella fovea il nuovo target. Durante questo intervallo di tempo, detto *latenza saccadica*, avviene la programmazione della saccade in termini di quando verrà eseguita, dove sarà diretta e cosa sarà il bersaglio da centrare. La latenza saccadica aumenta se insieme al target sono presenti disturbi non rilevanti che vi si accostano o si presentano target a basso contrasto, mentre diminuisce se si conosce anticipatamente la posizione futura occupata dal target.

La saccade è un movimento di tipo balistico, perchè il sistema di generazione del movimento non è in grado di modificare la sua corsa verso il target durante l'esecuzione del movimento stesso in termini di velocità o traiettoria. Se durante il

moto (della durata di 15-150 ms a seconda dell'ampiezza programmata) il target verso cui è diretta la saccade si muove ancora, la prima saccade perde il target, e sarà necessaria una nuova saccade per correggere l'errore. Analogamente, sono richieste almeno due saccadi nel caso sia stato programmato un ampio movimento ( $> 15^\circ$ ) [14].

### **Fissazioni**

Accostate alle saccadi, sono di vitale importanza per l'esplorazione visiva anche le *fissazioni*. Una fissazione è descritta dall'intervallo di tempo durante il quale gli occhi restano relativamente fermi sul bersaglio individuato tra una saccade e la successiva; hanno una durata che va da un minimo di 100-125 ms a un massimo che dipende dal tipo di attività esplorativa (fino a 1-2 secondi). In questi periodi durante i quali l'occhio è quasi-statico è concentrata la percezione visiva del target e l'elaborazione dei dettagli che sono concentrati nella fovea.

### **Saccadi correttive**

I movimenti rapidi ampi (che prevedono un'escursione angolare superiore ai  $15^\circ$ ) sono spesso imprecisi e necessitano di movimenti correttivi per portare gli occhi sul bersaglio. I movimenti saccadici imprecisi sono dismetrici<sup>2</sup> e quindi, per portarsi correttamente sul target, sono seguiti da piccoli movimenti correttivi di rifissazione, dopo una latenza di circa 125 ms (chiamata ISI, *Inter-Saccadic Interval*, intervallo intersaccadico). Questi movimenti sono coniugati e avvengono anche in assenza di luce, per cui non è necessario che ci sia un'informazione visiva per l'esecuzione di questo movimento [13], [15].

## **1.3.2 Movimenti di inseguimento lento**

I *movimenti di inseguimento lento* sono dei movimenti oculari che permettono di mantenere in posizione foveale target che si muovono sullo sfondo. Si tratta di movimenti posti sotto il controllo volontario, nel senso che in presenza di un oggetto mobile è l'utente stesso a decidere se inseguirlo con lo sguardo o meno. Per parlare di inseguimento lento (o *smooth pursuit*) è necessario che sullo sfondo vi sia un bersaglio mobile: tutti i tentativi di muovere lentamente gli occhi in assenza di un reale bersaglio in movimento si traducono in una serie di piccole saccadi (figura 1.7B).

---

<sup>2</sup>Dismetria: disturbo della coordinazione muscolare, per cui i movimenti sono eccessivi o insufficienti. Nel caso delle saccadi i movimenti risultano essere eccessivi.

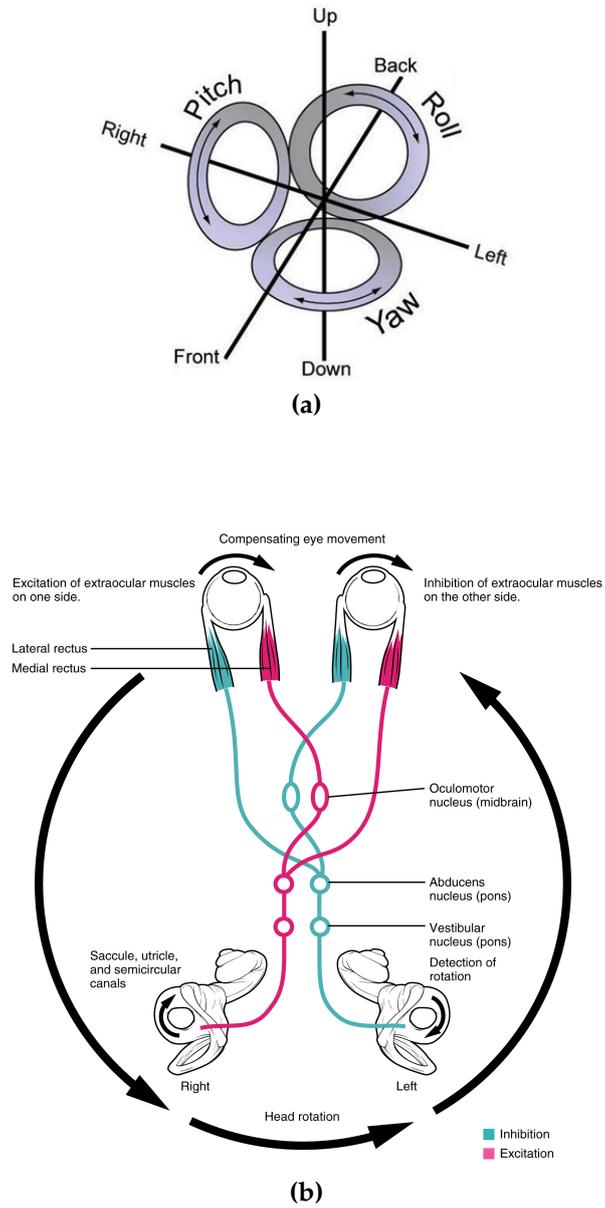
Una differenza sostanziale rispetto al movimento saccadico è il fatto che durante l'inseguimento lento il sistema visivo acquisisce informazioni; durante l'esecuzione di una saccade (ovvero durante la sua evoluzione dinamica), invece, si verifica la cosiddetta *soppressione saccadica*, che consiste in un intervallo di tempo (di durata pari alla durata della saccade stessa) durante il quale l'acquisizione dell'informazione visiva è soppressa. Un'altra differenza rispetto alla saccade è che per effettuare un movimento lento d'inseguimento è necessario che l'oggetto mobile verso cui si rivolge l'attenzione proietti un'immagine sulla retina, pertanto è un tipo di movimento impossibile da realizzare al buio. La saccade, invece, interviene anche durante l'esplorazione visiva dell'ambiente senza la necessità di carpire necessariamente un tipo di informazione. Questo rende la saccade possibile anche in un ambiente senza luce.

### 1.3.3 Riflesso vestibolo-oculare

Il *riflesso vestibolo-oculare* è un movimento che si innesca in risposta a una rotazione della testa: affinché l'immagine resti stabile sulla retina, se la testa ruota attorno a uno dei tre assi, gli occhi eseguono un movimento compensatorio e involontario nella direzione opposta. I segnali di controllo sono le accelerazioni lineari e angolari della testa (che vengono trasdotte dal sistema vestibolare in segnali nervosi proporzionali alla velocità della testa) e il tono muscolare dei muscoli posturali del collo. Il sistema di integrazione e controllo del sistema vestibolare, analizzando i segnali ricevuti, elabora il pattern neuronale di eccitazione e inibizione da inviare ai muscoli oculari deputati al movimento programmato, facendo così in modo da ottenere un movimento riflesso in direzione opposta a quella della testa ma che rispetti le leggi del movimento oculare (figura 1.8b).

### 1.3.4 Movimenti di vergenza

Una *vergenza* consiste in un simultaneo movimento di entrambi gli occhi in direzioni opposte allo scopo di realizzare o ottenere la visione binoculare. Durante l'analisi visiva di un oggetto gli occhi devono ruotare nella direzione opportuna attorno all'asse z: questo tipo di comportamento fa in modo che l'immagine proiettata cada esattamente al centro della retina dei due occhi, corrispondenti alle fovee. Se gli occhi si muovono verso l'interno, avvicinando le due cornee, si parla di *convergenza*; viceversa, se le cornee si allontanano (e quindi gli occhi si muovono ruotando rispettivamente ognuno verso il proprio esterno) si parla di *divergenza*.



**Figura 1.8** – Riflesso vestibolo-oculare: (a) gradi di libertà rilevati dai canali semicircolari del sistema vestibolare, (b) circuito neurale del meccanismo di compensazione e attivazione del riflesso.



---

### Eye tracking

---

Il *gaze tracking*, o tracciamento dello sguardo, è una tecnica che, servendosi di appositi strumenti hardware e software, permette l'interazione tra uomo e computer attraverso il rilevamento del punto dello spazio osservato. Sulla base del sistema anatomico che viene utilizzato per la valutazione dello sguardo di un utente, il gaze tracking è suddivisibile in due macro categorie [16]:

- *eye tracking*, se si monitora direttamente il sistema oculare dell'utente;
- *head tracking*, se la valutazione della direzione dello sguardo passa attraverso l'analisi della posa nello spazio della testa dell'utente.

L'eye tracking ha una maggiore diffusione rispetto ai sistemi che si servono dell'head tracking. Il motivo alla base di questa massiva diffusione è da ricercarsi sia nell'elevata quantità di dispositivi tecnologici disponibili a livello commerciale, sia nella ricca letteratura scientifica a supporto. Data la sua estrema diffusione, il gaze tracking effettuato mediante eye tracking assume notevole importanza in un numero svariato di settori del sapere umano, dalla fisiologia allo studio del marketing: è possibile asserire, rifacendosi alla classificazione di Duchowski, che l'eye tracking assume una rilevanza sostanziale sia da un punto di vista *diagnostico*, sia da un punto di vista *interattivo* [17].

Le applicazioni di tipo diagnostico si distinguono per l'utilizzo non invasivo del dispositivo di rilevazione dell'occhio (detto *eye tracker*), e forniscono rilevanti informazioni circa lo stato cognitivo, i processi psico-fisiologici che sono alla base dell'attenzione o semplicemente indicazioni di tipo clinico/funzionale/riabilitativo del sistema visivo dell'utente [18]–[20].

La differenza sostanziale tra le due strategie è la risposta del sistema con cui l'utente si interfaccia: nel primo caso lo stimolo verso il quale l'utente rivolge il proprio sguardo è di tipo passivo, e può o meno provocare nell'utente stesso una determinata risposta psico-fisiologica; nel caso delle tecniche di tipo interattivo, invece, il sistema con cui l'utente interagisce fornisce una risposta che dipende dallo sguardo dell'utente. Un importante e significativo esempio di utilizzo della strategia interattiva può essere rappresentato da un sistema di comunicazione per via oculare utilizzato da pazienti tetraplegici, che utilizzano i propri occhi come puntatore per scrivere ciò a cui pensano [21]–[24]: in generale, tutto il settore delle HCI (Human Computer Interaction) rappresenta terreno fertile per l'implementazione di una strategia interattiva.

## 2.1 Cenni storici sull'eye tracking

L'interesse riguardante lo studio dell'occhio e dei suoi movimenti ha le sue origini già dall'età antica, ma è stato necessario attendere la fine del XIX secolo per iniziare ad ottenere risultati con una valenza scientifica. Le metodologie precedenti risultavano essere scarsamente efficaci, perché gli studiosi all'epoca si basavano sull'introspezione e sulle riflessioni personali ottenute pensando ai propri movimenti oculari in relazione alle immagini che vedevano. Già nel 1898, nel suo articolo *A method of recording eye-movements* [25], lo psicologo americano Delabarre suggerì che la soluzione di alcuni problemi di natura psicologica risulterebbe facilitata se si disponesse di un metodo accurato di registrazione dei movimenti dell'occhio. Lo stesso Delabarre inventò il primo dispositivo meccanico per la rilevazione, ma risultava essere troppo invasivo per lo studio continuativo su essere umano.

Agli inizi del '900 Dodge & Cline [26], [27] inventarono il primo dispositivo non invasivo per la rilevazione della velocità dei movimenti oculari durante la lettura. Il metodo di Dodge utilizza la luce riflessa dalla cornea per registrare i movimenti oculari su una lastra fotografica con precisione e in modo non invasivo. Altri esempi di dispositivi per la rilevazione dei movimenti oculari si basano invece sull'utilizzo di lenti a contatto, sotto forma di specchi o di piccole bobine. Nonostante il miglioramento delle prestazioni complessive del tracking in termini di accuratezza e sensibilità della misurazione, l'approccio invasivo rappresenta un problema non trascurabile, perché pone alcune limitazioni sulla durata massima di una sperimentazione e aumenta le probabilità di andare incontro a complicanze di tipo clinico (come, per esempio, danneggiamenti della cornea o infezioni).

Gli esperimenti di Dodge & Cline hanno aperto le porte alla famiglia di dispositivi per eye tracking che sfruttano il fenomeno del PCCR (Pupil Center Corneal Reflection). Prima di approfondire i dettagli di questa tecnica, di seguito verranno descritte brevemente le altre tecniche di eye tracking disponibili al giorno d'oggi.

### 2.1.1 Elettro-oculografia (EOG)

L'elettro-oculografia (EOG) è una tecnica non invasiva che, servendosi di un certo numero di elettrodi disposti intorno agli occhi, misura la variazione del potenziale *corneo-retinico*; in figura 2.1 è mostrata la più semplice configurazione mediante la quale è possibile registrare il segnale EOG. Il potenziale corneo-retinico è definito come la differenza di potenziale tra la parte anteriore (la cornea) e la parte posteriore dell'occhio (la retina, opposta al cristallino, che rappresenta il *fundus* dell'occhio): in questo modo l'occhio crea un dipolo elettrico orientato lungo la direzione dello sguardo, perpendicolare alla superficie dell'occhio e uscente dalla cornea (in particolare, dal centro della pupilla).

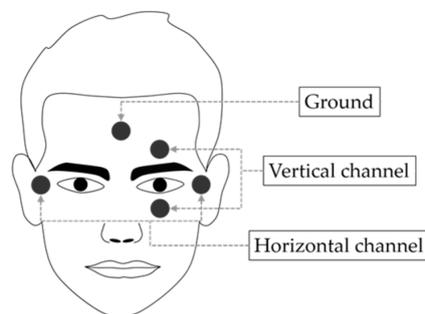


Figura 2.1 – Disposizione standard degli elettrodi per EOG (adattata da [28]).

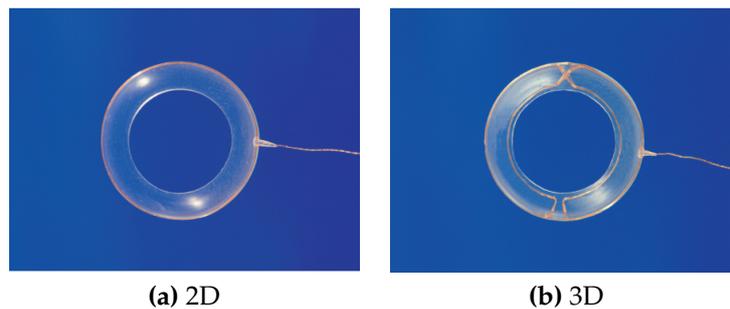
L'ampiezza del potenziale registrato si aggira intorno ai 15–200  $\mu\text{V}$  e ha una banda compresa tra 0.1 e 10 Hz, con una sensibilità nominale di 20  $\mu\text{V}/^\circ$ . Il potenziale corneo-retinico è influenzato da numerosi fattori (ad esempio, illuminazione ed affaticamento) mediante meccanismi ancora poco chiari, che però abbassano l'accuratezza della tecnica [29]. Poiché questa tecnica misura il movimento oculare relativo alla testa dell'utente, è impossibile determinare univocamente la direzione dello sguardo dell'utente senza che vengano valutate posizione e orientamento spaziale della testa (ad esempio, utilizzando un *head tracker*) [17], [30].

### 2.1.2 Lenti a contatto e bobine sclerali

Uno dei metodi più precisi per la misurazione dei movimenti oculari si realizza inserendo sulla superficie dell'occhio una lente a contatto, sulla quale vi è posto un riferimento ottico o meccanico (come nel primo dispositivo rudimentale di Delabarre, che consisteva in un corpo plastico inserito sull'occhio al quale era agganciato fisicamente un dispositivo scrivente).

Un metodo molto più accurato per registrare i movimenti oculari è quello della bobina sclerale (*scleral coil*), che richiede l'applicazione di una speciale lente a contatto all'interno della quale è presente la bobina. La testa del soggetto, in

questo caso, deve essere posizionata all'interno di un campo magnetico: quando la bobina è immersa nel campo magnetico, genera un potenziale elettrico che è funzione dell'angolo creato tra l'orientamento della bobina e la direzione del campo magnetico. Questo metodo offre la migliore accuratezza possibile (dell'ordine di alcuni centesimi di grado), ma a causa della sua invasività non è utilizzato frequentemente: la lente a contatto risulta particolarmente scomoda data la presenza della bobina e di un filo elettrico che fuoriesce dalla lente (figura 2.2).



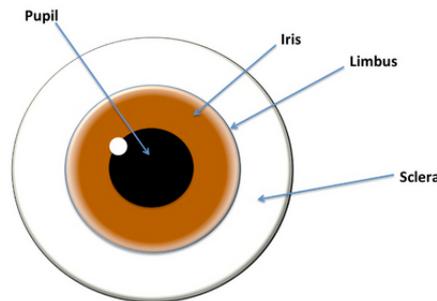
**Figura 2.2** – Due esempi di bobine sclerali. Si nota il conduttore di rame che fuoriesce dalla sede in cui sono alloggiato le due bobine.

### 2.1.3 Tecniche di eye tracking non invasive

Le tecniche di eye tracking non invasive sono una serie di tecniche oculografiche che sfruttano la riflessione di una radiazione luminosa a bassa potenza inviata sull'occhio dell'utente. L'utilizzo di luce infrarossa (IR) è fondamentale sia per il comfort dell'utente che per la qualità dell'esame, perché risulta essere invisibile all'occhio umano e insensibile a eventuali interferenze con lo spettro della luce visibile. Uno svantaggio potrebbe essere rappresentato dall'effetto biologico della radiazione infrarossa sulla retina e sull'occhio in generale, ma la limitata potenza utilizzata risulta essere molto sicura e non dannosa per l'occhio umano; questa evidenza permette di realizzare lunghe sessioni di eye tracking senza che l'utente riscontri alcun tipo di fastidio o di riscaldamento dei tessuti [31].

I metodi di oculografia IR seguono due differenti strategie: la tecnica di *riflessione differenziale del limbo* e la tecnica di *inseguimento della doppia immagine di Purkinje*. La tecnica di *riflessione differenziale del limbo* [32], [33] sfrutta il differente coefficiente di riflessione tra la sclera (ovvero, la parte bianca dell'occhio) e la cornea (che comprende iride e pupilla), come si vede in figura 2.3. Il limbo, quindi, rappresenta la regione che separa la zona più riflettente della sclera dalla cornea, meno riflettente.

Due coppie di emettitore-ricevitore per ogni occhio vengono rigidamente vincolate alla testa del soggetto: gli emettitori sparano la radiazione infrarossa sia



**Figura 2.3** – Rappresentazione di un'occhio umano: si notano le strutture principali, tra cui il limbo (indicato con *limbus*).

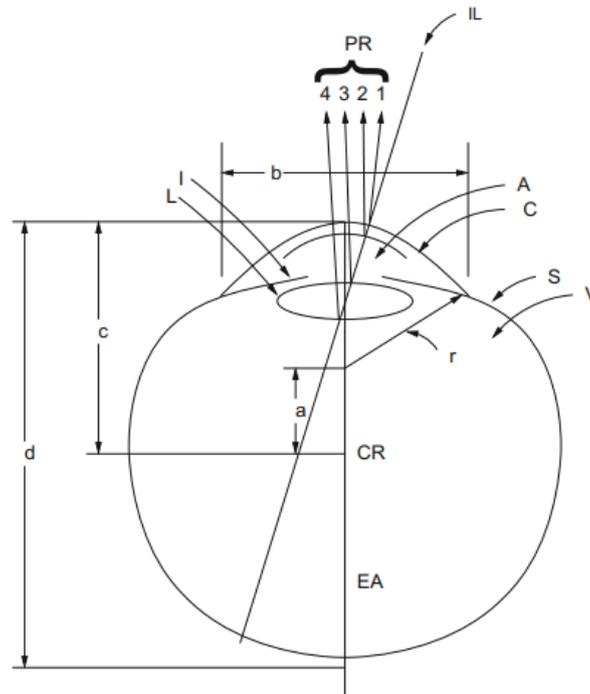
verso la regione nasale che verso la regione temporale del limbo. I ricevitori (ad esempio, fotodiodi sensibili alla stessa lunghezza d'onda del raggio IR inviato) ricevono la luce riflessa dalle due regioni del limbo e trasformano queste grandezze in tensioni elettriche; in base alla differenza tra queste due tensioni si valuta la deviazione angolare dell'occhio in direzione orizzontale; mediante questa tecnica si valuta molto bene la deviazione orizzontale, mentre risulta difficoltoso valutare la deviazione in direzione verticale [34], [35].

La tecnica d'*inseguimento della doppia immagine di Purkinje* (oppure DPI, *Dual Purkinje Image eye tracker*) [36]–[38] sfrutta le diverse riflessioni della luce IR in corrispondenza dei diversi strati della struttura anatomica dell'occhio.

Quando la radiazione IR incide sull'occhio vengono prodotte una serie di riflessioni: la prima è la più luminosa e si ottiene per riflessione del fascio da parte della superficie anteriore della cornea. Una seconda immagine è riflessa dalla superficie posteriore della cornea, la terza e la quarta invece dalla parte anteriore e posteriore del cristallino, come si vede in figura 2.4 nella pagina successiva. Queste quattro immagini hanno quattro posizioni differenti in base alla rotazione del bulbo oculare: i DPI eye tracker rilevano queste differenze e, calibrando opportuni specchi all'interno del dispositivo, fanno in modo che la prima e la quarta immagine di Purkinje si sovrappongano ai fotorecettori.

## 2.2 Tecniche di video/riflessione: il metodo PCCR

Nonostante le tecniche non invasive descritte nel paragrafo 2.1.3 siano abbastanza accurate per valutare l'entità del movimento degli occhi rispetto alla testa dell'utente, non danno informazioni circa il punto osservato nello spazio: per questo tipo di analisi si richiede che siano noti posizione, orientamento e movimenti della testa. Per distinguere i movimenti della testa dal movimento degli occhi è

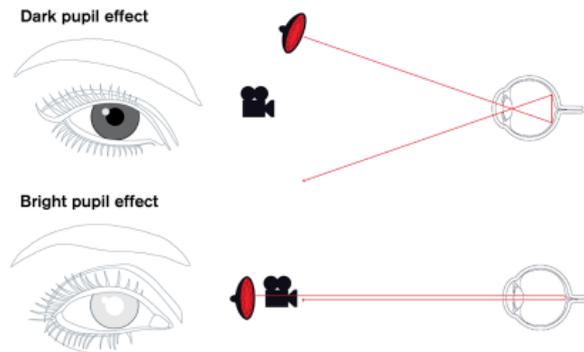


**Figura 2.4** – Diagramma schematico dell’occhio umano: PR, riflessioni di Purkinje; IL, luce incidente (*incoming light*); A, umor acqueo; C, cornea; S, sclera; V, umor vitreo; I, iride; L, lente; CR, centro di rotazione; EA, asse dell’occhio;  $a = 6$  mm,  $b = 12.5$  mm,  $c = 13$  mm,  $d = 24$  mm,  $r = 8$  mm. Adattata da [38].

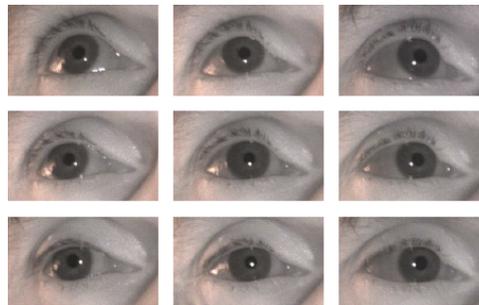
necessario valutare determinate *feature* oculari, per poi determinare la direzione dello sguardo mediante un’opportuna combinazione di queste proprietà. Due di queste caratteristiche sono la riflessione di un fascio proveniente da una fonte luminosa da parte della cornea (di solito a raggi IR) e il centro della pupilla: la combinazione di queste due *feature* permette di realizzare il cosiddetto metodo PCCR, ovvero *Pupil Center Corneal Reflection*.

A seconda della disposizione spaziale tra sorgente infrarossa e camera, sono possibili due approcci per la determinazione della pupilla: se la sorgente IR e la camera sono vicine e disposte parallelamente all’asse ottico si è in condizione di *bright pupil effect*, mentre se la sorgente è posta a una certa distanza dalla camera si è in condizione di *dark pupil effect*; un esempio di queste due condizioni è mostrato in figura 2.5. Nei sistemi *dark pupil* la pupilla appare scura poiché la luce riflessa dal fondo dell’occhio non è ripresa dal sensore; viceversa, l’aumento di contrasto tra pupilla e iride che si ottiene con la tecnica *bright pupil* permette un tracciamento dei movimenti oculari più robusto e quasi immune a interferenze esterne.

Come nel caso della tecnica DPI descritta precedentemente, l’utilizzo di una



**Figura 2.5** – Rappresentazione delle due modalità di rilevazione della pupilla.

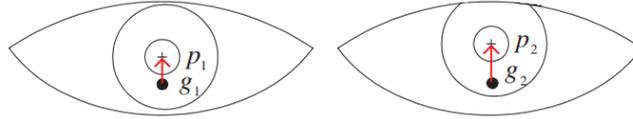


**Figura 2.6** – Posizione del glint al variare della posizione relativa tra occhio e testa: si nota come il glint rimanga fisso in un determinato punto dell'immagine.

radiazione IR a bassa potenza collimata sull'occhio permette di ottenere le immagini di Purkinje. Delle quattro riflessioni generate dagli emettitori solo la prima ha un'intensità sufficiente a essere rilevata opportunamente dal ricevitore: questa situazione permette di evidenziare il riflesso corneale, che viene chiamato *glint* [39]. Assimilando l'occhio umano a una sfera che ruota attorno al proprio centro, se camera e sorgente hanno una posizione spaziale fissa rispetto all'utente, la posizione del glint nell'immagine non varia al variare del movimento dell'occhio: in questo modo, se il glint è un punto fisso, può essere considerato un'invariante della dinamica dell'occhio, e pertanto viene assunto come un punto di riferimento [40].

La detezione della pupilla, mediante una catena di elaborazione dell'immagine proveniente dalla camera, permette di ottenerne le coordinate del centro, che rappresenta il secondo punto di riferimento necessario. La congiunzione tra il glint e il centro della pupilla individuano un vettore sull'immagine elaborata, il cui modulo è invariante per traslazioni rigide della testa, ma variabile in funzione della rotazione dell'occhio rispetto alla testa (figura 2.7).

Un importante svantaggio della tecnica combinata PCCR riguarda la necessità di utilizzare camere sensibili alla radiazione infrarossa: questo innalza considerevolmente il costo del dispositivo di eye tracking, dato che all'interno del dispositivo si trovano alloggiati sia le camere che gli emettitori IR.



**Figura 2.7** – Determinazione del vettore  $\mathbf{v}$ : i punti indicati con  $g$  rappresentano il glint, mentre i punti indicati con  $p$  rappresentano il centro della pupilla. Si nota che, a parità di posizione del glint, il vettore cambia la sua lunghezza al variare delle coordinate del centro della pupilla.

## 2.3 Determinazione del punto di gaze

Secondo Zhu *et al.* [41], la determinazione del punto di gaze dell'utente può essere realizzata mediante un *approccio bidimensionale* o mediante un *approccio tridimensionale*.

### 2.3.1 Tecnica 2D: stima della funzione di mappatura

La maggior parte dei dispositivi remoti per eye tracking basano il proprio funzionamento sulla tecnica PCCR, appena descritta. Per determinare, però, il punto di gaze sulla base dei dati ottenuti dalla registrazione e sull'evoluzione nel tempo dei vettori oculari è necessario determinare una specifica funzione  $f(\mathbf{v})$ , che permetta di correlare le componenti dei vettori oculari con le coordinate spaziali del punto di gaze; questa funzione viene chiamata *funzione di mappatura*.

Sia  $S_{\text{gaze}}$  un generico punto di gaze proiettato sullo schermo; dopo aver calcolato il vettore  $\mathbf{v}$  avente componenti  $(v_x, v_y)$ , è possibile calcolare le componenti  $x_{\text{gaze}}$  e  $y_{\text{gaze}}$  mediante l'equazione 2.1.

$$f(\mathbf{v}) = S_{\text{gaze}} = \begin{cases} x_{\text{gaze}} = a_0 + a_1 v_x + a_2 v_y + a_3 v_x v_y \\ y_{\text{gaze}} = b_0 + b_1 v_x + b_2 v_y + b_3 v_y^2 \end{cases} \quad (2.1)$$

L'equazione 2.1 rappresenta solo uno dei modi in cui è possibile calcolare la funzione di mappatura. In altri casi, ad esempio, la fase di calibrazione cerca di determinare gli angoli relativi tra gli assi del piano immagine e gli assi visivi degli occhi dell'utente, ottenuti mediante un modello geometrico-fisiologico dell'occhio [42]; in questo caso la funzione di mappatura mette in relazione tra di loro degli

angoli invece che le coordinate bidimensionali del vettore  $\mathbf{v}$ . Negli ultimi anni si lavora per sviluppare eye tracker remoti che non necessitano di una fase di calibrazione (*calibrationless eye tracker*), rendendo impossibile determinare la funzione di mappatura: il punto di gaze viene valutato mettendo insieme algoritmi avanzati di computer vision e tecniche di deep learning [43], aprendo le porte a una nuova generazione di dispositivi utilizzabili senza le restrizioni di una condizione di laboratorio.

I coefficienti  $a_i$  e  $b_i$  che compaiono nell'equazione 2.1 vengono stimati durante la fase di calibrazione: in questa fase l'utente deve rivolgere lo sguardo verso una serie di punti che appaiono in determinate posizioni spaziali nel piano di riferimento dello schermo, cercando di tenere la testa fissa e muovendo solo gli occhi. Se l'utente non effettua movimenti significativi con la testa la funzione di mappatura riesce a determinare con grande accuratezza il punto di gaze, altrimenti si va in contro a un fallimento, perchè il vettore  $\mathbf{v}$  cambia in modo significativo per via del significativo cambio di posizione del glint. Per ovviare a questo problema i moderni algoritmi di gaze estimation implementano dei metodi per tenere conto del movimento libero della testa [44].

### 2.3.2 Tecnica 3D: stima della Line-of-Sight (LOS)

L'approccio tridimensionale di stima del punto di gaze viene realizzata valutando direttamente la direzione nello spazio della linea di sguardo, ovvero la cosiddetta *Line-Of-Sight* (LOS). Questa retta virtuale è definita come la linea tridimensionale che congiunge la fovea con il punto dello spazio che viene fissato. Per realizzare questo tipo di approccio è indispensabile servirsi di un modello 3D dell'occhio, sulla base del quale è possibile stimare la posizione di alcuni punti di *repère* necessari per effettuare calcoli di tipo geometrico.

Uno dei modelli utilizzati negli approcci di tipo 3D è quello mostrato in figura 2.8, proposto da Oyster & Haver [45], che modella l'occhio umano come l'intersezione tra due sfere con raggi differenti: la prima, con un raggio di circa 12 mm, rappresenta la sclera, mentre la seconda, che rappresenta la cornea, ha un raggio di curvatura di circa 8 mm.

In figura 2.8 nella [pagina seguente](#) sono mostrate alcune proprietà geometriche del modello: la linea tridimensionale che connette il polo anteriore (ovvero il centro di curvatura della regione trasparente della cornea) con il polo posteriore (che si trova sulla sclera, al fondo dell'occhio) è definito *asse ottico*, che deve passare obbligatoriamente per i centri di entrambe le sfere. L'*asse visivo*, invece, congiunge il punto osservato con la fovea, in cui si ha la massima acuità visiva, e passa per il centro della cornea  $O_{\text{cornea}}$ . I due assi si intersecano nel centro della cornea, e sono inclinati tra di loro di un angolo che rimane all'incirca costante per ogni soggetto; questo angolo, detto *angolo kappa*, ha un valore di circa  $5^\circ$  per entrambi gli occhi.

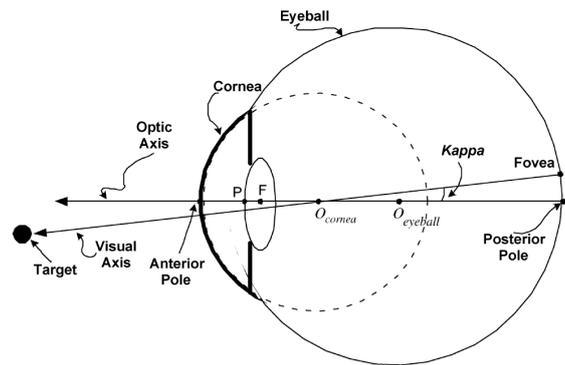


Figura 2.8 – Modello 3D dell'occhio umano; vista dall'alto dell'occhio destro [45].

Quindi, la Line-Of-Sight di un utente è rappresentata dalla direzione dell'asse visivo, a sua volta univocamente determinata se sono note le posizioni 3D del punto  $O_{cornea}$  e del centro della pupilla.

Il primo step è la determinazione delle coordinate del centro della cornea, rappresentato dal punto  $O_{cornea}$ . Ad esempio, utilizzando un sistema stereoscopico formato da almeno due telecamere e due emettitori IR e sfruttando dalle leggi della riflessione per uno specchio convesso, è possibile stimare il punto  $O_{cornea}$ , corrispondente al centro della cornea. Per uno specchio convesso, un raggio incidente diretto verso il centro di curvatura viene riflesso lungo la stessa retta d'azione del raggio incidente; i due raggi riflessi rappresentano i glint generati dai raggi incidenti (figura 2.9). Pertanto, triangolando le informazioni dei due glint ricevute da entrambe le telecamere, è possibile definire due linee che passano per il centro della cornea; intersecando le direzioni dei due raggi IR incidenti si ottiene una stima tridimensionale delle coordinate del centro di curvatura della cornea.

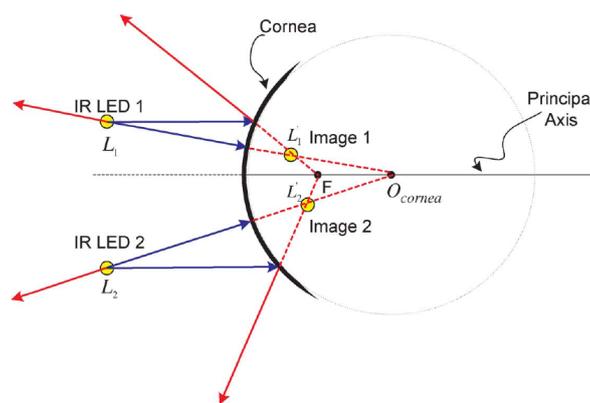


Figura 2.9 – Schema dei raggi incidenti e riflessi da due sorgenti di luce IR poste di fronte all'occhio [45].

Successivamente, è necessario determinare la posizione tridimensionale del centro della pupilla. Per via dei fenomeni di rifrazione all'interfaccia tra aria e umor acqueo, l'immagine acquisita dalla telecamera rappresenta la proiezione virtuale della pupilla, che si trova in una posizione leggermente anteriore rispetto alla posizione anatomica della pupilla (figura 2.10). Grazie alla simmetria della pupilla, questa proiezione virtuale si trova anch'essa sull'asse ottico [46]. Risalendo alle coordinate 3D della pupilla e conoscendo il centro della cornea, valutato precedentemente, si ottiene una stima dell'asse ottico dell'occhio considerato.

Poiché la fovea è invisibile dall'esterno dell'occhio, è impossibile valutare direttamente la direzione della LOS; servendosi, però, dell'angolo  $\kappa$  è possibile valutare la matrice di rotazione che permette di ottenere la direzione dell'asse visivo a partire dalla direzione dell'asse ottico appena calcolato.

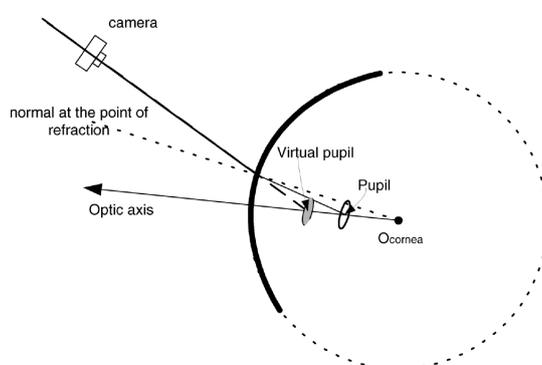


Figura 2.10 – Rappresentazione della condizione di pupilla virtuale [45].

## 2.4 FOVIO™: dispositivo e caratteristiche

Il dispositivo per eye tracking utilizzato nello sviluppo di questo lavoro di tesi è FOVIO™ (Seeing Machines Inc., Canberra, Australia). Si tratta di un innovativo sistema di eye tracking remoto che permette di realizzare un tracking binoculare con elevata accuratezza nonostante l'utente sia libero di effettuare ampi movimenti con la testa. La traccia di gaze è campionata a una frequenza nominale di  $f_s = 60$  Hz e il riconoscimento delle feature oculari viene realizzata per mezzo di un algoritmo proprietario mediante una serie di illuminatori LED IR che operano a una lunghezza d'onda di  $\lambda = 850$  nm.

Il dispositivo risulta essere molto robusto all'illuminazione ambiente e all'utente che indossa degli occhiali, rendendo questo dispositivo molto malleabile e utilizzabile in un ampio spettro di applicazioni. Il FOV garantito va da  $-30^\circ$  a  $30^\circ$  in direzione orizzontale e da  $-15^\circ$  a  $20^\circ$  in direzione verticale ( $60^\circ$  H  $\times$   $35^\circ$  V).



**Figura 2.11** – Dispositivo per eye tracking FOVIO™.

L'accuratezza dichiarata è pari a  $0.78^\circ \pm 0.59^\circ$  ed è garantita all'interno della *head box* del dispositivo; la *head box* è il volume virtuale dello spazio all'interno del quale la testa è libera di muoversi senza che il dispositivo perda il tracciamento della traccia di gaze. Il dispositivo FOVIO™ permette movimenti della testa all'interno di un volume di dimensioni pari a 31 cm × 40 cm a una distanza di 65 cm, ma lavora ragionevolmente bene in un range di distanza tra 40 e 80 m.

#### **2.4.1 La suite di software EYEWORXS™**

Il solo dispositivo FOVIO™, se non accoppiato a un opportuno software, risulta inutilizzabile. A questo proposito interviene la suite EYEWORXS™ ([Eye Tracking, Inc.](#), Solana Beach, CA, USA) mediante i tre moduli *Design*, *Record* e *Analyze*:

- il modulo DESIGN permette di progettare uno script che viene somministrato all'utente per la realizzazione della sperimentazione,
- il modulo RECORD permette di avviare l'acquisizione della traccia dello sguardo dell'utente in risposta a determinati stimoli;
- il modulo ANALYZE consiste in una serie di tool per l'elaborazione, l'analisi dei dati e la visualizzazione dei risultati. Gli stimoli possono provenire dalla stessa macchina su cui è installato il software (mediante uno script di EYEWORXS™ DESIGN o altri tipi di stimoli) o da una sorgente video esterna che riprende una determinata regione del FOV dell'utente.

Il principale modulo utilizzato durante tutte le prove sperimentali descritte in seguito è EYEWORXS™ RECORD. Prima di acquisire il gaze dell'utente il modulo RECORD permette di realizzare la fase di calibrazione (con un diverso numero di stimoli di calibrazione, cfr. paragrafo 3.2.2 a pagina 36); al termine dell'acquisizione restituisce un file in formato .eta. Se si intende procedere all'analisi dei dati

usando il modulo ANALYZE il formato prodotto dal modulo RECORDS viene accettato così com'è, altrimenti, un doppio click sul file stesso inizia la procedura di conversione che lo trasforma in un file di testo contenente i dati in formato tabulare. Alcuni dei dati significativi contenuti all'interno del file sono riportati in tabella 2.1.

Grandezza	U.M.	Occhio	Note
Istante temporale	ms	-	-
Posizione X/Y	pixel	D S V	posizione della traccia di gaze sul display
Diametro della pupilla	mm	D S	-
Sguardo intercettato dal display	0/1	D S	0: non intercettato
Qualità della traccia acquisita	0-3	D S	0: scarso, 3: ottimo
Orientamento XYZ del bulbo	rad	D S	rispetto alla terna ortogonale passante per il centro dell'eyetracker
Posizione XYZ del bulbo	m	D S	rispetto al centro dell'eyetracker
Orientamento XYZ della testa	rad	-	rispetto alla terna ortogonale passante per il centro dell'eyetracker
Posizione XYZ del bulbo	m	-	rispetto al centro dell'eyetracker

**Tabella 2.1** – Elenco delle grandezze presenti nel file: D/S indica l'occhio destro/sinistro, V indica i movimenti di vergenza.



---

### Caratterizzazione

---

La caratterizzazione di uno strumento di misura è una fase preliminare necessaria prima di eseguire una sperimentazione in laboratorio: in questa fase è possibile verificare e validare in modo quantitativo le specifiche tecniche fornite dalla casa produttrice dello strumento, oppure stabilire se il dispositivo che s'intende utilizzare rispetta, in termini delle sue proprietà metrologiche, le caratteristiche minime richieste dallo specifico problema.

In un dispositivo per eye tracking le grandezze intrinseche importanti sono l'*accuratezza* della traccia del gaze e la dispersione del segnale visivo attorno al punto misurato, detta *precisione*. Data la natura del sistema oculare dell'uomo è impossibile valutare ulteriori grandezze oltre all'accuratezza e alla precisione del dispositivo: ad esempio, è impossibile valutare la deriva del segnale di gaze nel tempo, il cosiddetto *drift*, perché i movimenti naturali dell'occhio rendono il tracking instabile attorno al target che si sta guardando. In questo modo diventa impossibile distinguere un'eventuale deriva del segnale dipendente da un degrado delle caratteristiche di calibrazione o dipendente, invece, da una variabilità naturale del segnale dovuta al susseguirsi di saccadi e fissazioni.

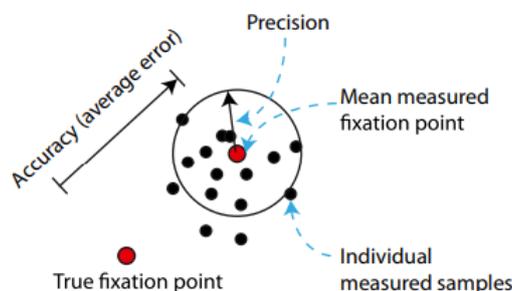


**Figura 3.1** – Esempi di occhi artificiali da laboratorio. Adattata da [47].

Anche la risoluzione del dispositivo è un'altra grandezza impossibile da quantificare facendo ricorso alla sola interazione tra gli occhi umani e il dispositivo. Durante una saccade, infatti, l'occhio umano si muove di qualche grado, in un range che va da 5° a 25° di angolo visivo. Nei moderni dispositivi di eye tracking remoto è impensabile trovare situazioni in cui la risoluzione sia dello stesso ordine di grandezza del movimento: allo stato attuale tutti i dispositivi disponibili in commercio permettono di rilevare i movimenti saccadici con grande accuratezza, garantendo risoluzioni inferiori al decimo di grado.

La quantificazione di queste grandezze sarebbe possibile solo ed esclusivamente utilizzando degli opportuni sistemi di laboratorio, come ad esempio dispositivi assimilabili a occhi artificiali che simulino il comportamento ottico dell'occhio umano in risposta alla luce infrarossa, con i quali un dispositivo per eye tracking riesca a interfacciarsi come se si trovasse di fronte a occhi naturali [47]–[49]. Usando un sistema visivo artificiale, come ad esempio uno di quelli mostrati nella figura 3.1, la prova può durare per tempi lunghi senza che vi sia alcun artefatto dovuto al fisiologico affaticamento che si avrebbe con un utente umano: si otterrebbero delle specifiche metrologiche di caratterizzazione incontrovertibili, che rappresenterebbero il *gold standard* per un dato dispositivo da laboratorio.

### 3.1 Accuratezza e precisione



**Figura 3.2** – Rappresentazione grafica del concetto di accuratezza e precisione secondo la norma internazionale ISO 5725-1:1994 [47].

In accordo con la norma ISO 5725-1:1994 [50], l'accuratezza (*accuracy* o *trueness*) di una misura rappresenta lo scostamento tra il valore medio ottenuto da un significativo set di osservazioni sperimentali e il valore di riferimento della grandezza che si intende misurare; la precisione, invece, rappresenta la dispersione statistica di una misurazione attorno al valore medio misurato; un rappresentazione grafica di questi due concetti è riportato in figura 3.2.

Nel campo dei dispositivi per eye tracking, l'accuratezza rappresenta la distanza media del punto di gaze misurato rispetto a un target proiettato su un

display (avente coordinate  $x$  e  $y$  note), mentre la precisione dà informazioni sulla variabilità media dei punti di gaze misurati rispetto al punto medio. In altri termini, accuratezza e precisione forniscono rispettivamente un dato quantitativo di fedeltà della misura rispetto a un dato noto e un'idea numerica della ripetibilità delle acquisizioni. Per questa trattazione, le due grandezze sono definite dalle equazioni 3.1 e 3.2.

$$A = \sqrt{(\bar{x} - x_t)^2 + (\bar{y} - y_t)^2} \quad (3.1)$$

$$P = \sqrt{s_x^2 + s_y^2} \quad (3.2)$$

dove  $\bar{x}$  e  $\bar{y}$  rappresentano il valor medio delle coordinate  $x$  e  $y$  del punto di gaze misurato,  $x_t$  e  $y_t$  rappresentano le coordinate di un certo target di riferimento,  $s_x^2$  e  $s_y^2$  rappresentano i valori medi delle varianze delle coordinate  $x$  e  $y$  durante un'acquisizione (vedi paragrafo 3.3.3).

Per come sono definite, un dispositivo per eye-tracking ideale dovrebbe riportare un'accuratezza e una precisione pari a zero<sup>1</sup>: si tratta di una condizione ideale, poiché un rumore di fondo dovuto a fattori tecnologici e/o contestuali (come, ad esempio, accoppiamenti parassiti con la rete elettrica, problematiche intrinseche dell'emettitore infrarosso all'interno del tracker, setup incorretto o errata configurazione da parte dello sperimentatore, sensibilità del tracker all'illuminazione dell'ambiente, ecc.), per quanto possa essere limitato e attenuato, influirà sulla qualità della misura.

## 3.2 Descrizione della prova sperimentale

La misurazione delle grandezze di caratterizzazione è stata realizzata mediante la somministrazione di una serie di stimoli visivi (noti e controllati) ai quali l'utente rivolge lo sguardo per un opportuno intervallo di tempo. Durante la prova gli occhi dell'utente si trovano al centro geometrico del monitor.

### 3.2.1 Descrizione del setup sperimentale

La prova è stata condotta mostrando gli stimoli su uno schermo SAMSUNG™ QLED TV CURVED 75" (che permette una risoluzione fino a 4K) quando l'utente

---

<sup>1</sup>Nei dispositivi per eye tracking è consuetudine utilizzare il grado angolare come unità di misura di accuratezza e precisione (°). In questo discorso si parla in maniera generale del valore numerico, più avanti si prenderanno in esame anche le unità di misura e le relative conversioni da un'unità all'altra.



**Figura 3.3** – Setup sperimentale della prova di validazione. Al di sopra del volante si vede l’eye tracker FOVIO™ © CRF, 2018.

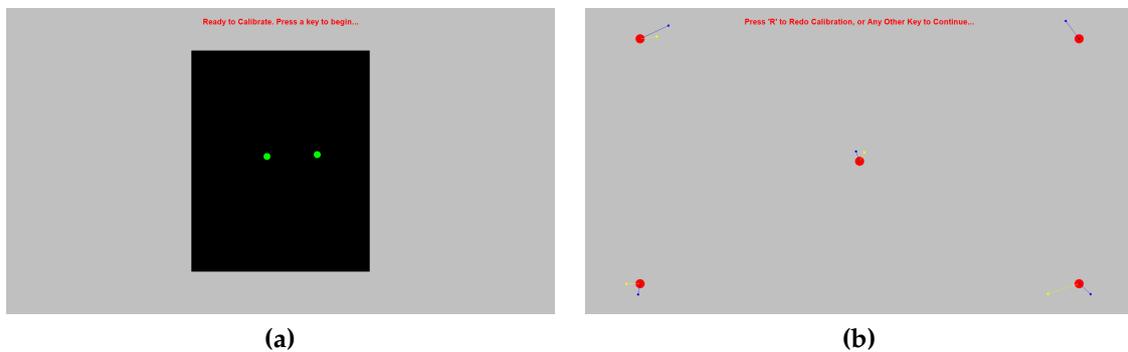
si trova seduto su una postazione statica di guida, detta *mockup*. L’eye tracker si trova fissato al mockup a determinate distanze geometriche rispetto al monitor. Il sedile del mockup è regolabile 1) altezza della seduta, 2) distanza dal volante e 3) inclinazione dello schienale: questo permette all’utente che esegue la prova di ottimizzare il sedile in base al proprio stile di guida (necessario per assicurare la maggiore fedeltà possibile nella prova sperimentale descritta nel capitolo 5), ma soprattutto permette di disporre la testa nell’*head box* del tracker. L’*head box* del tracker è il volume virtuale all’interno del quale è possibile eseguire movimenti con la testa senza che il tracker perda il segnale del gaze dell’utente.

### 3.2.2 Calibrazione del dispositivo

Prima di acquisire la traccia oculare di un utente è necessario calibrare il dispositivo per determinare la funzione di mappatura, secondo quanto descritto nel paragrafo 2.3.1 a pagina 26. Questa fase è di vitale importanza in un esperimento di eye tracking per ottenere misurazioni coerenti sia con le dimensioni del display su cui è somministrato lo stimolo sia con le proprietà geometriche che entrano in gioco nella definizione del setup sperimentale (ad esempio, le distanze e/o gli offset tra il tracker e il monitor o l’angolo di inclinazione del tracker rispetto al volto dell’utente).

Il software EYEWORX™ permette di eseguire la calibrazione con un numero differente di stimoli: gli stimoli possibili sono 2, 5, 9 o 16. Il metodo di calibrazione

utilizzato di default da EYEWORKS™ è quello a 5 punti. Indipendentemente dal metodo di calibrazione selezionato, questa fase preliminare viene realizzata chiedendo all'utente di guardare esattamente il centro del target che appare sul monitor; il target si sposta in una nuova posizione del monitor e l'utente è tenuto a guardare il punto quando questo si ferma in una posizione fissa. Al termine della fase di calibrazione, mediante una coppia di linee convergenti in ogni target (dette, in gergo, *spilli*), è possibile valutare l'esito della calibrazione; ogni linea rappresenta un occhio e presentano una lunghezza proporzionale all'accuratezza di calibrazione: più sono corte e vicine al target più la calibrazione per quel determinato target è migliore.



**Figura 3.4** – Fase di calibrazione: (a) individuazione degli occhi prima della calibrazione, (b) risultato di una calibrazione con il metodo a 5 punti.

Se quest'analisi qualitativa soddisfa lo sperimentatore è possibile continuare con la prova sperimentale, altrimenti la fase di calibrazione può essere nuovamente ripetuta con le stesse modalità. Due dei possibili motivi di una calibrazione inadeguata sono, ad esempio, la mancata attenzione dell'utente verso il target o la definizione di un setup errato da parte dello sperimentatore: questi due aspetti sono proporzionali alla lunghezza delle linee di validazione della calibrazione.

### 3.3 Accuratezza e precisione in funzione del metodo di calibrazione

La prova sperimentale di misura di accuratezza e precisione del dispositivo FOVIO™ è stata condotta acquisendo la traccia del gaze dell'utente per ogni configurazione di numero di target (2) e condizione di sfondo della diapositiva (2) e per ogni metodo di calibrazione (4), per un totale di 16 possibili configurazioni differenti. All'utente è richiesto di fissare per una durata di 10 secondi il target presente

sul monitor. Come detto precedentemente, prima di effettuare ogni acquisizione è necessario che l'utente proceda alla fase di calibrazione del dispositivo.

Nel caso di un solo target l'acquisizione termina allo scadere dei 10 secondi; nel caso di prova con 5 target, invece, ogni singolo punto viene mostrato per 10 secondi, dopodiché il punto si sposta verso un'altra posizione nota del monitor e rimane visibile per ulteriori 10 secondi, e così via. Tra un target e l'altro è previsto un intervallo di pausa pari a 3 secondi, per eliminare l'effetto del tempo di latenza saccadica. La prova si considera terminata dopo la somministrazione di tutti gli stimoli previsti nella configurazione a 5 target.

La durata della prova è pari a 10 secondi per salvaguardare il comfort dell'utente durante l'esecuzione della prova: in questo modo, infatti, si cerca di limitare al massimo l'insorgere di affaticamento degli occhi. Una condizione di stanchezza o affaticamento del sistema visivo porterebbe alla nascita di possibili artefatti, dovuti principalmente alla frequenza con cui un utente affaticato sbatte le palpebre o distoglie lo sguardo dal punto di interesse, compromettendo quindi la validità della misurazione. È stato dimostrato in modo empirico che le prestazioni della misura dipendono dal  $\Delta t$ : un  $\Delta t$  pari a 10 secondi risulta essere un'ottima scelta di compromesso tra affaticamento dell'utente e validità del risultato di misurazione.

Nel caso di configurazione a un target, le tracce di gaze sono state acquisite da 20 soggetti; nel caso di configurazione a 5 target le tracce di gaze sono state acquisite da 15 soggetti estratti casualmente dal campione precedente. Complessivamente, nel caso di configurazione a un target ( $T = 1$ ) si sono acquisite  $n = 20$  tracce di gaze da 10 secondi per ogni metodo di calibrazione (2, 5, 9 o 16, per un totale di quattro metodi di calibrazione) e per ogni configurazione di sfondo (bassa e alta luminosità), per un totale di:

$$\Delta t \times T \times 4 \times 2 \times n = 1600 \text{ s} \quad (3.3)$$

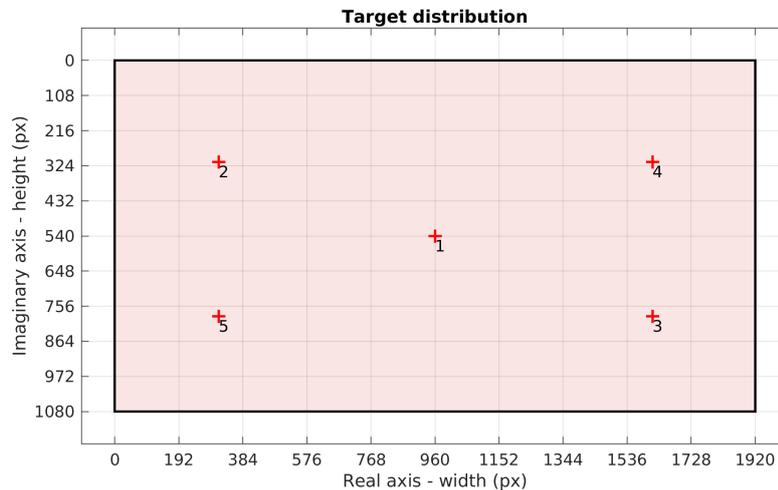
Nel caso di cinque target ( $T = 5$ ) vengono acquisite  $n = 15$  prove da 10 secondi per ogni target, per ogni metodo di calibrazione e per ogni condizione di sfondo, per un totale di 6000 s. I dati utili acquisiti hanno una durata complessiva di 7600 s.

### 3.3.1 Stimoli somministrati

Gli stimoli visivi somministrati all'utente consistono in una serie di target circolari in posizioni note in diverse configurazioni di colore dello sfondo della diapositiva. Le prove sono condotte analizzando indipendentemente le quattro configurazioni di stimolo possibili:

- un target su sfondo scuro;
- un target su sfondo chiaro;

- cinque target su sfondo scuro;
- cinque target su sfondo chiaro.



**Figura 3.5** – Disposizione degli stimoli nel piano dell'immagine (indicato in rosso), che sono stati somministrati secondo l'ordine numerico crescente.

La configurazione con un solo target serve a valutare accuratezza e precisione centrale, quindi i valori che si ottengono quando gli occhi dell'utente e lo stimolo sono collineari; la configurazione con 5 target, invece, serve per valutare l'eventuale variazione delle prestazioni sul piano dello schermo, a una breve distanza dal target centrale.

I diversi colori dello sfondo permettono di valutare se le prestazioni variano al variare del diametro della pupilla: uno sfondo chiaro corrisponde a un fascio luminoso entrante negli occhi avente una maggiore intensità, che causa una contrazione del diametro della pupilla dell'utente; viceversa, uno stimolo con sfondo scuro permette di ottenere un fascio luminoso d'intensità minore, causando un incremento di diametro.

Lo stimolo è presentato per mezzo di una diapositiva avente una risoluzione di  $1920 \times 1080$  pixel: in tabella 3.1 sono indicate le coordinate dei 5 target disponibili durante la prova, considerando il piano immagine avente origine nell'angolo in alto a sinistra; nel caso di configurazione a un solo target le coordinate corrispondono alle coordinate relative al target T1. La diapositiva presenta dimensioni lineari note, pari a  $W = 50.4$  cm per il lato lungo e  $H = 28.4$  cm per il lato corto ( $W$  indica la larghezza,  $H$  l'altezza) e viene presentata su un display avente diagonale pari a  $75''$  e una risoluzione di 16:9. Mediante semplici calcoli geometrici il lato lungo del display risulta essere  $W' = 169$  cm (trascurando la curvatura dello schermo),

#	x (px)	y (px)
T1	960	540
T2	312	312
T3	1612	787
T4	1612	312
T5	312	787

**Tabella 3.1** – Coordinate dei target mostrati durante le prove. L’origine degli assi coincide con l’angolo in alto a sinistra della diapositiva.

mentre il lato corto sarà circa pari a  $H' = 95$  cm. Sulla base di queste informazioni, la dimensione di un pixel nel piano del display è pari a:

$$p = \frac{W'}{1920} = \frac{H'}{1080} = 0.088 \frac{\text{cm}}{\text{px}} \quad (3.4)$$

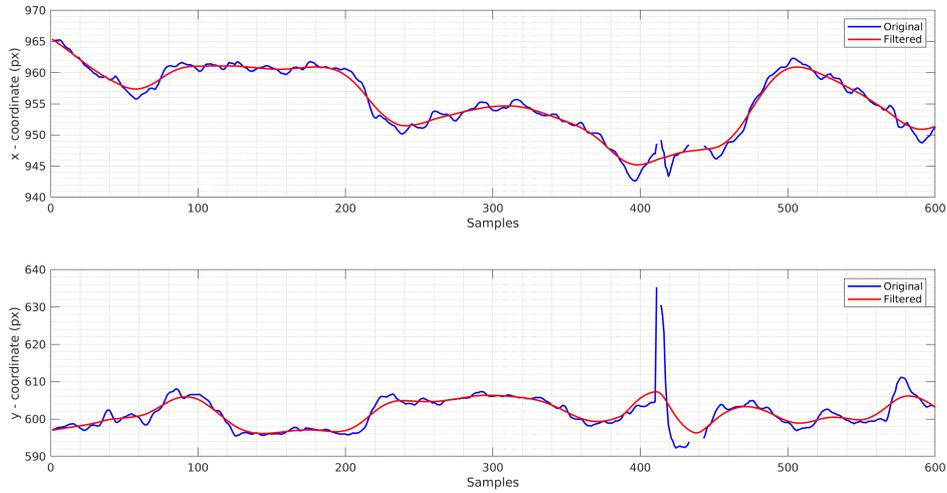
### 3.3.2 Pre-processing dei dati

Il file generato dal software contiene numerose colonne di dati (cfr. tabella 2.1 a pagina 31), da cui vengono acquisite e analizzate solamente le colonne contenente i segnali LX, LY, RX e RY, per un totale di 4 segnali. Questi segnali contengono il valore delle coordinate del punto di gaze rilevato dal dispositivo per eye-tracking e intercettato sul monitor, misurate in pixel per entrambi gli occhi. Poiché la traccia dello sguardo rilevata rappresenta il punto di vergenza tra i due occhi, le coordinate  $x$  e  $y$  conservate nei segnali LX, RX, LY e RY assumono, istante per istante, lo stesso valore.

Nei quattro segnali prelevati potrebbero presenti dati mancanti dovuti o all’eye blinking spontaneo o a sporadici errori intrinseci del tracker: questi dati all’interno del file sono contrassegnati con valore pari a 0. Nella fase di pre-processing di questi segnali, a seconda della percentuale di dati disponibili (ovvero dati con valore diverso da 0), si è proceduto in diversi modi.

La norma ISO 15007-1:2014 [51] impone di tenere conto della percentuale di *missing data* quando si intende indagare il comportamento visivo di un guidatore. Nonostante in questa prova non si valuti il comportamento visivo di un guidatore ma si intende semplicemente effettuare misure di caratterizzazione, si sono comunque adottati gli accorgimenti specifici descritti nella norma; in particolare, si è fatto riferimento alla tabella 3.2. Le strategie riportate in tabella non sono imposte dalla norma e derivano da osservazioni empiriche sulla qualità dei dati registrati.

Il primo step consiste nella fusione tra i segnali relativi a una singola coordinata di ogni occhio, allo scopo di ripristinare eventuali valori mancanti: se al campione  $k$ -esimo nei segnali  $LX[k]$  e  $RX[k]$  entrambi i valori sono diversi da 0 il segnale



**Figura 3.6** – Esempio di pre-processing con ricostruzione della traccia di gaze acquisita (frequenza di campionamento  $f_s = 60$  Hz): in alto, la coordinata  $x$ , in basso, la coordinata  $y$ . Si notano alcuni *missing data*, ricostruiti mediante interpolazione nonostante la percentuale di dati validi fosse superiore all’85%.

Qualità	Dati validi (%)	Strategia adottata
Eccellente	$\geq 95$	dati mancanti trascurati
Buona	$\geq 85$	interpolazione
Discreta	$\geq 70$	segnali scartati
Scadente	$< 70$	segnali scartati

**Tabella 3.2** – Tabella riepilogativa delle indicazioni fornite dalla norma ISO 15007-1:2014: le strategie riportate non sono contenute all’interno della norma. Adattata da [51].

risultante  $X[k]$  conterrà quel valore; se entrambi hanno valore pari a 0 il risultato è ancora 0, se uno dei valori è 0 e l’altro è un valore numerico il valore 0 viene sostituito con il valore numerico presente; la procedura, descritta per il solo segnale  $X$  nell’equazione 3.5, è stata condotta in modo analogo per il segnale contenente la coordinata  $Y$ . Da qui si ottengono i segnali  $X$  e  $Y$ , che riguarderanno rispettivamente le coordinate  $x$  e  $y$  dello sguardo al netto dei valori mancanti dovuti al blinking spontaneo. Grazie a un algoritmo proprietario implementato all’interno di EYEWORKS™ il blinking spontaneo viene "filtrato" stimando le coordinate di vergenza dei due occhi durante la fase di blinking: i segnali di

coordinate non presentano dati mancanti dovuti al blinking dell'utente.

$$X[k] = \begin{cases} V, & \text{se } LX[k] = RX[k] = V \neq 0 \\ V, & \text{se } LX[k] = 0 \wedge RX[k] = V, \text{ o viceversa} \\ 0, & \text{se } LX[k] = RX[k] = 0 \end{cases} \quad (3.5)$$

Per ridurre il rumore che affligge i segnali X e Y si esegue un filtraggio a doppia passata con un kernel rettangolare di averaging della lunghezza di 20 campioni. Si ottengono così i segnali X e Y filtrati e corretti dal punto di vista dei dati mancanti; in figura 3.6 si può vedere un esempio di pre-processing dei dati: sebbene la percentuale di dati mancanti fosse inferiore al 5%, è stata eseguita, a titolo di esempio, una ricostruzione per interpolazione. Da questo momento è possibile procedere con l'analisi.

### 3.3.3 Analisi dei dati

Il piano in cui sono contenuti i punti di gaze è assimilabile a un piano complesso di Argand-Gauss avente origine nell'angolo in alto a sinistra del monitor, l'asse reale positivo sull'asse delle ascisse e l'asse immaginario positivo sull'asse delle ordinate; in questo modo ogni punto di gaze misurato rappresenta un numero complesso avente come parte reale la coordinata  $x$  e come parte immaginaria la coordinata  $y$ . Anche le coordinate dei target sono assimilabili alle componenti di un numero complesso, come indicato dalle equazioni 3.6 e 3.7.

$$z = x + iy \quad (3.6)$$

$$z_t = x_t + iy_t \quad (3.7)$$

dove  $i = \sqrt{-1}$  rappresenta l'unità immaginaria. Valutando la differenza tra il numero complesso  $z$  e il numero complesso  $z_t$  si ottiene un terzo numero complesso,  $z_d$ , avente come parte reale la differenza tra le parti reali e come parte immaginaria la differenza tra le parti immaginarie dei due numeri complessi (equazione 3.8).

$$z_d = \bar{z} - z_t = (\bar{x} - x_t) + i(\bar{y} - y_t) = x_d + iy_d \quad (3.8)$$

I valori  $\bar{x}$  e  $\bar{y}$  che compaiono sia nell'equazione 3.1 che nell'equazione 3.8 sono definiti come:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad \bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i \quad (3.9)$$

dove  $n$  rappresenta il numero di prove acquisite. Nell'equazione 3.1, infatti,  $\bar{x}$  e  $\bar{y}$  rappresentano rispettivamente parte reale e parte immaginaria del punto di

gaze medio misurato, mentre  $x_t$  e  $y_t$  rappresentano proprio le coordinate note del target: questa operazione è la distanza euclidea tra il punto medio misurato di gaze e il punto di target noto, esattamente pari al modulo del numero complesso  $z_d$  (equazione 3.10). Questo valore è esattamente il valore di accuratezza che si intende valutare.

$$A = \|z_d\| = \sqrt{x_d^2 + y_d^2} \quad (3.10)$$

La varianza di una variabile complessa (ovvero il momento statistico del secondo ordine) è definito come [52]:

$$\sigma_z^2 = \sigma_x^2 + \sigma_y^2 \quad (3.11)$$

dove  $\sigma_x^2$  e  $\sigma_y^2$  rappresentano le varianze rispettivamente della parte reale e della parte immaginaria della variabile complessa  $z$ . Sulla base dell'equazione 3.11, per ogni prova  $i$ -esima è possibile valutare la varianza della variabile complessa. Come detto precedentemente, durante una prova  $i$ -esima la parte reale e la parte immaginaria della variabile complessa rappresentano le coordinate  $x$  e  $y$  del punto di gaze. Nell'equazione della precisione 3.2 compaiono i valori  $s_x^2$  e  $s_y^2$ , che sono definiti come

$$s_j^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \sigma_{ij}^2 \quad \text{con } j = x, y \quad (3.12)$$

dove  $n$  rappresenta il numero di prove acquisite, e rappresentano le varianze medie di parte reale e parte immaginaria della variabile complessa  $z$ , quindi la varianza media delle coordinate  $x$  e  $y$  rispettivamente. Estrahendo la radice quadrata della somma di questi due valori medi di varianza si ottiene esattamente l'equazione 3.2. In questo modo, la precisione è definita come la *deviazione standard* della distanza del punto di gaze di ogni prova rispetto al punto di gaze medio misurato (equazione 3.13).

$$P = \sigma_z = \sqrt{s_x^2 + s_y^2} \quad (3.13)$$

Una volta ottenuti i valori di accuratezza e precisione per mezzo delle equazioni 3.1 e 3.2 (che saranno espresse in pixel), mediante l'equazione 3.14 si è calcolato il relativo valore in termini di angolo visivo, come indicato nella figura 3.7.

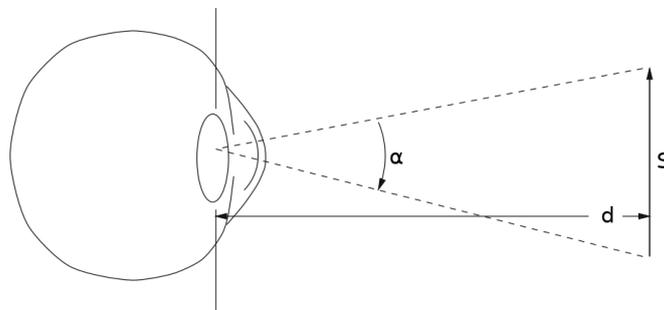
$$\alpha = 2 \arctan \frac{S}{2d} \quad (3.14)$$

dove  $\alpha$  rappresenta l'angolo visivo calcolato,  $S$  rappresenta la grandezza interessata di cui si intende valutare lo scostamento angolare (appunto,  $A$  o  $P$ ) e  $d$  indica la distanza tra gli occhi dell'utente e il monitor su cui è stato somministrato lo

stimolo; le due grandezze  $S$  e  $d$  devono essere espresse nella stessa unità di misura. L'angolo  $\alpha$  è espresso in gradi.

Se l'utente guardasse un certo target in modo *accurato* e *preciso* (quindi realizzando la condizione ideale  $A = P = 0$  px) l'angolo  $\alpha$  assumerebbe anch'esso un valore pari a  $0^\circ$ . Se la distanza  $d$  tra l'utente e lo stimolo ( $d \gg S$ ) è molto maggiore della grandezza  $S$  dello stimolo, è possibile ottenere l'angolo  $\alpha$  approssimato mediante l'equazione 3.15. Il risultato dell'elaborazione fornisce dei valori la cui unità di misura è il pixel (px), che vengono convertiti in unità di lunghezza moltiplicando il valore  $S$  per il fattore di conversione  $p$  descritto nell'equazione 3.4.

$$\alpha \approx \arctan \frac{S'}{d} \quad \text{dove } S' = S \cdot p \quad (3.15)$$



**Figura 3.7** – Rappresentazione dell'angolo visivo  $\alpha$  sotteso da uno stimolo di dimensione  $S$  posto a una distanza  $d$  dagli occhi dell'utente [17].

### 3.3.4 Elaborazione dei dati e risultati

In figura 3.8 e in figura 3.9 sono riportati i risultati delle prove effettuate sul piano del display per i diversi metodi di calibrazione rispettivamente nella configurazione a un target e a cinque target, in entrambe le configurazioni di sfondo.

Una semplice ispezione visiva delle figure 3.8 e 3.9 permette di concludere che la calibrazione con il metodo di default del software EYEWORX<sup>TM</sup> (ovvero il metodo a 5 punti) risulta essere ottimale nel caso di un target (in entrambe le condizioni di luminosità dello sfondo) e quasi ottima nel caso di 5 target in condizione di sfondo chiaro. Queste affermazioni sono supportate dai grafici a barre mostrati in figura 3.10, in cui le linee di significatività rappresentano i valori di precisione; le tabelle 3.3 e 3.4 rappresentano i risultati mostrati in questa figura.

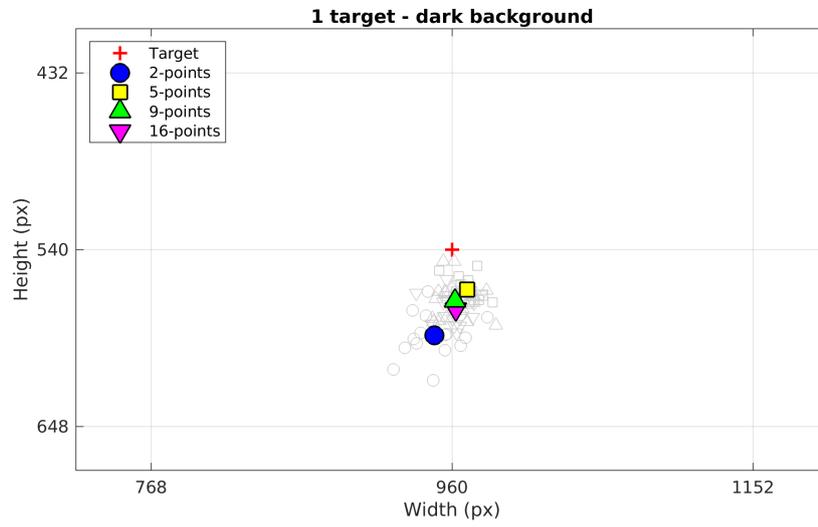
Confrontando la situazione *dark* con la situazione *bright* in figura 3.10 si nota che una maggiore luminosità (e quindi, un minore diametro della pupilla) causa un significativo aumento dell'accuratezza, sebbene la ragione di questo miglioramento non sia del tutto chiara. Una delle ipotesi si rivolge all'algoritmo proprietario di

*image processing* implementato all'interno della logica di controllo di FOVIO™: una condizione ad alta luminosità sembra agevolare la fase di individuazione del centro della pupilla rispetto a quanto non avvenga a basse luminosità, portando quindi a valutare in modo più accurato le componenti del vettore PCCR. Non è possibile valutare delle prestazioni dell'algoritmo di *head compensation* implementato nella logica di FOVIO™, poiché si tratta di *know-how* proprietario della casa produttrice del dispositivo (come, del resto, anche l'algoritmo di *image processing*): non è possibile, pertanto, trarre ulteriori conclusioni sugli algoritmi di detezione del vettore PCCR.

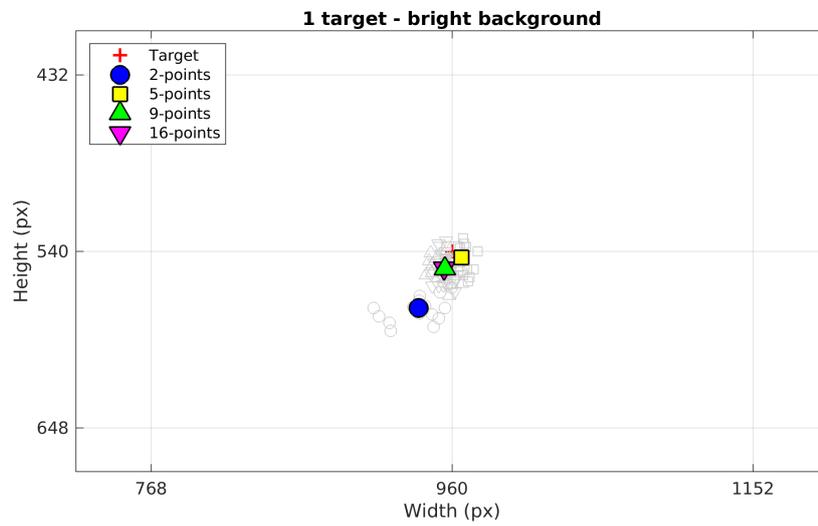
Il contributo del raggio infrarosso inviato all'occhio è analogo in entrambe le condizioni, poiché la posizione del glint dipende solo dalla posizione della testa dell'utente ed è completamente indipendente dalle condizioni di illuminazione esterna; si può concludere, pertanto, che l'aumento delle performance siano da ricercare negli algoritmi di *image processing* di FOVIO™, che lavorano al meglio in condizioni luminose favorevoli.

	A/P (°)			
	2-points	5-points	9-points	16-points
<b>Sf. scuro</b>	1.41/0.31	<b>0.96/0.27</b>	1.24/0.21	1.33/0.33
<b>Sf. chiaro</b>	1.07/0.25	<b>0.17/0.46</b>	0.55/0.28	0.57/0.26

**Tabella 3.3** – Accuratezza/precisione in funzione del metodo di calibrazione nella configurazione a 1 target. Il valore in grassetto rappresenta la migliore prestazione registrata in termini di accuratezza.

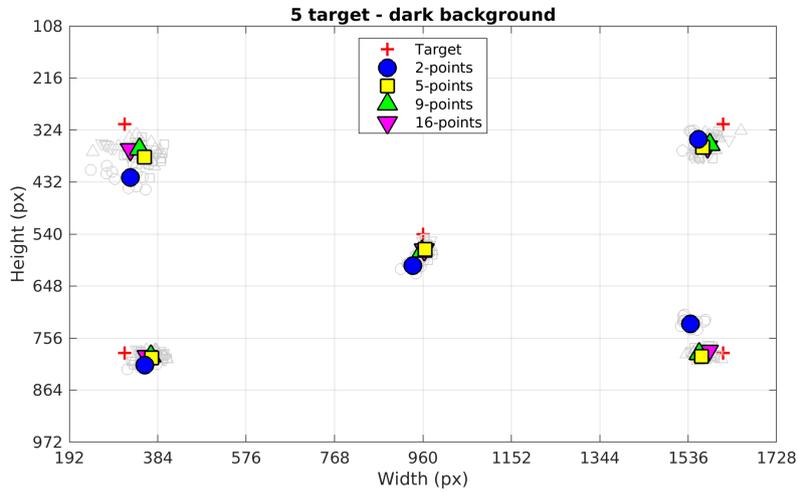


(a)

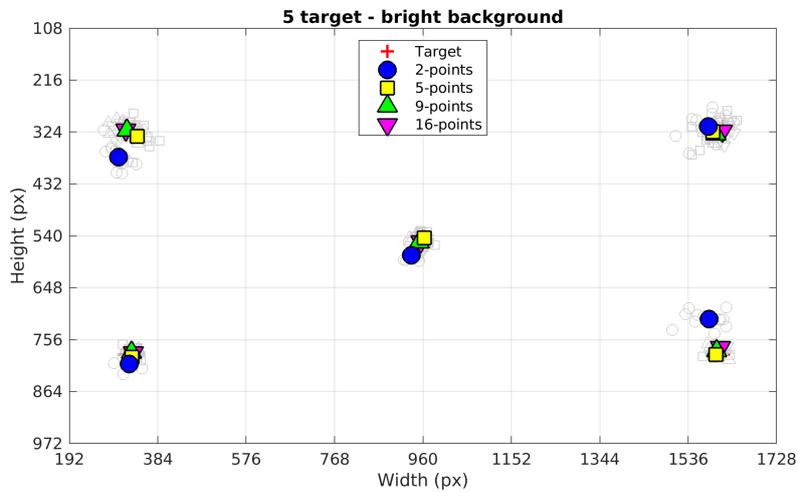


(b)

**Figura 3.8** – Risultati delle prove per i diversi metodi di calibrazione, nella configurazione a un target (T1): (a) sfondo scuro, (b) sfondo chiaro.

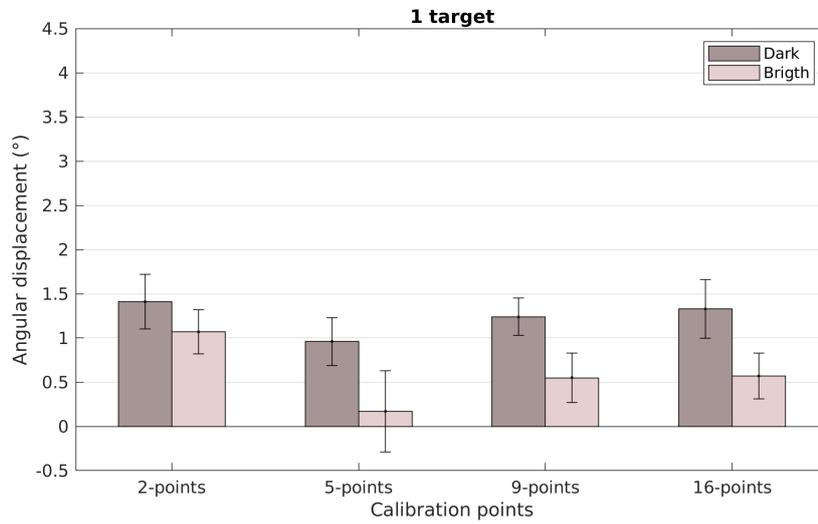


(a)

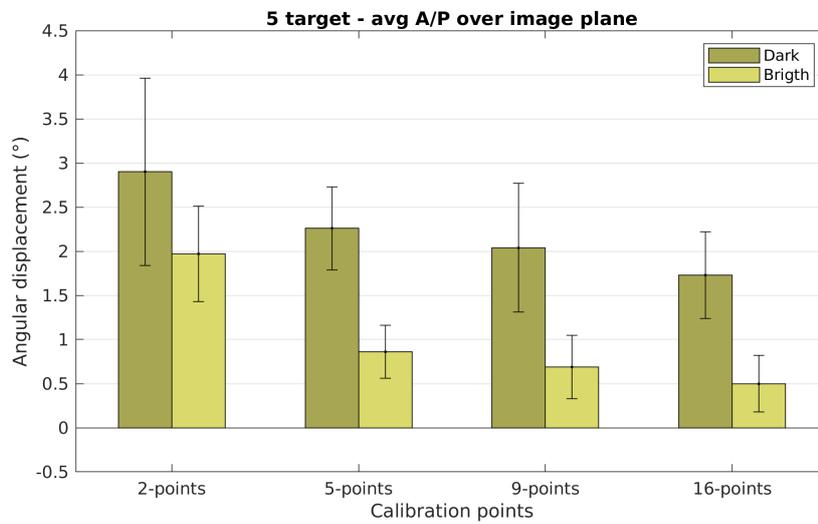


(b)

Figura 3.9 – Risultati delle prove per i diversi metodi di calibrazione, nella configurazione a cinque target (T1-T5): (a) sfondo scuro, (b) sfondo chiaro.



(a)



(b)

**Figura 3.10** – Accuratezza e precisione del dispositivo: (a) risultati della prova a un solo target, (b) valori medi dei risultati della prova a 5 target. Le linee di significatività rappresentano i valori di precisione.

	T1	T2	T3	T4	T5	Media
<b>A/P (°) - Sfondo scuro</b>						
<b>2-points</b>	2.90/2.06	3.17/0.69	2.43/0.63	1.48/0.43	4.53/1.47	2.90/1.06
<b>5-points</b>	1.23/0.76	3.11/0.54	2.03/0.35	2.63/0.40	2.33/0.31	2.26/0.47
<b>9-points</b>	1.46/1.96	2.55/0.41	2.01/0.43	1.84/0.38	2.38/0.50	2.04/0.73
<b>16-points</b>	1.26/0.48	2.35/0.64	1.28/0.57	2.17/0.39	1.59/0.38	<b>1.73/0.49</b>
<b>A/P (°) - Sfondo chiaro</b>						
<b>2-points</b>	1.52/0.62	2.17/0.49	3.39/0.62	2.12/0.58	0.66/0.40	1.97/0.54
<b>5-points</b>	0.22/0.27	1.33/0.30	0.74/0.26	1.32/0.33	0.69/0.34	0.86/0.30
<b>9-points</b>	0.81/0.27	0.28/0.30	0.70/0.33	0.68/0.44	0.58/0.47	0.69/0.36
<b>16-points</b>	0.61/0.26	0.32/0.35	0.63/0.26	0.42/0.42	0.52/0.32	<b>0.50/0.32</b>

**Tabella 3.4** – Accuratezza/precisione in funzione del metodo di calibrazione nella configurazione a 5 target. Il valore in grassetto rappresenta la migliore prestazione registrata in termini di accuratezza media.

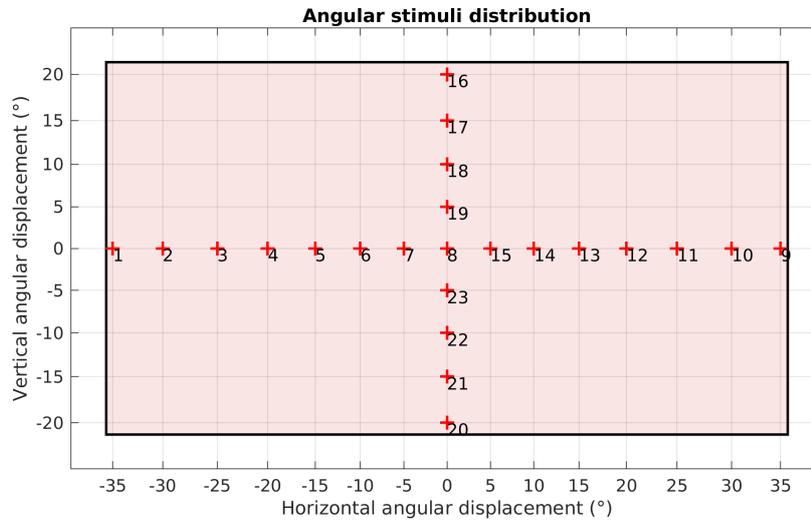
## 3.4 Accuratezza e precisione in funzione dell'angolo visivo

### 3.4.1 Stimoli somministrati

La seconda prova di caratterizzazione è stata condotta per mezzo dello stesso setup sperimentale descritto nel paragrafo 3.2.1. Quello che cambia è la distribuzione degli stimoli: in questa prova gli stimoli sono disposti facendo in modo che tra uno stimolo e il successivo vi sia uno scostamento angolare esattamente pari a 5° di angolo visivo. La disposizione degli stimoli nel piano dell'immagine sono riportati in figura 3.11 nella pagina seguente.

Questo pattern di distribuzione degli stimoli permette di valutare se esiste un legame tra i valori di accuratezza e precisione al variare dell'angolo visivo; il *field-of-view* analizzato sottende un angolo compreso tra -35° e 35° in direzione orizzontale e compreso tra -20° e 20° in direzione verticale (70° H × 40° V). Il FOV studiato risulta essere leggermente superiore a quello garantito dal dispositivo FOVIO™, che va da -30° a 30° in direzione orizzontale e da -15° a 20° in direzione verticale (60° H × 35° V). Il target corrispondente a 0° di angolo visivo è il target indicato con il numero 8 nella figura 3.11, il quale risulta avere le stesse coordinate del target T1 della prova precedente.

Per questa prova si sono utilizzate le evidenze della prova precedente: prima di registrare la traccia di gaze è necessario effettuare la fase di calibrazione. In questa prova la calibrazione è stata eseguita utilizzando il metodo a 5 punti



**Figura 3.11** – Disposizione degli stimoli nel piano dell’immagine (indicato in rosso), somministrati secondo l’ordine numerico crescente.

somministrando gli stimoli di calibrazione su una schermata in configurazione *bright*, quindi ad alta luminosità: questa configurazione si è dimostrata essere la migliore rispetto alle altre configurazioni indagate, e permette di sfruttare al meglio le caratteristiche del dispositivo.

### 3.4.2 Raccolta e trattamento dei dati

Gli stimoli visivi, ognuno dei quali mostrato per un intervallo di tempo pari a 5 secondi, sono stati erogati sullo stesso display della prova precedente seguendo l’ordine numerico indicato in figura 3.11. Partendo da un angolo visivo pari a  $-35^\circ$  (in direzione orizzontale, target T1), si acquisisce il gaze dell’utente man mano che lo sguardo si sposta verso il target corrispondente a  $0^\circ$  (da T1 a T8), a passi di  $5^\circ$ ; successivamente, si parte da  $35^\circ$  (in direzione orizzontale, target T9) e ci si muove verso lo zero angolare nella direzione opposta, quindi a passi di  $-5^\circ$  (da T9 a T15, terminando in T8). Una situazione analoga viene realizzata anche in direzione verticale, partendo dal valore di  $20^\circ$  verso lo zero (T16, T17, T18, T19, T8), poi dal valore di  $-20^\circ$  verso lo zero (T20, T21, T22, T23, T8); i target T1, T9 e T20 cadono all’esterno del field-of-view garantito da FOVIO™.

Le tracce di gaze sono state acquisite da 25 soggetti: vengono somministrati 26 stimoli visivi (ovvero, 23 mostrati in figura 3.11 + ulteriori 3 sguardi verso il target T8) per una durata di 5 secondi ognuno. Per questa prova, i dati utili acquisiti hanno una durata complessiva pari a  $25 \times 26 \times \Delta t = 3250$  s. Le fasi

di pre-processing e di analisi dei dati sono state realizzate secondo le modalità descritte nei paragrafi 3.3.2 e 3.3.3.

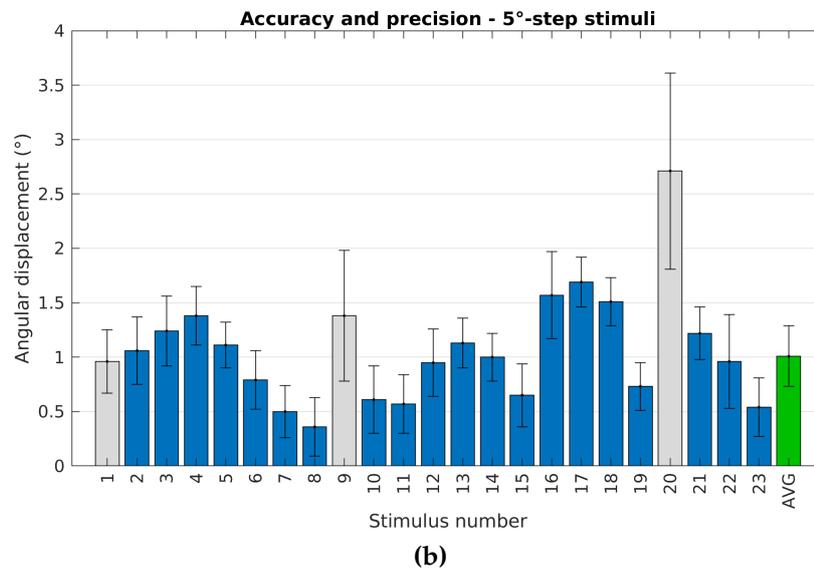
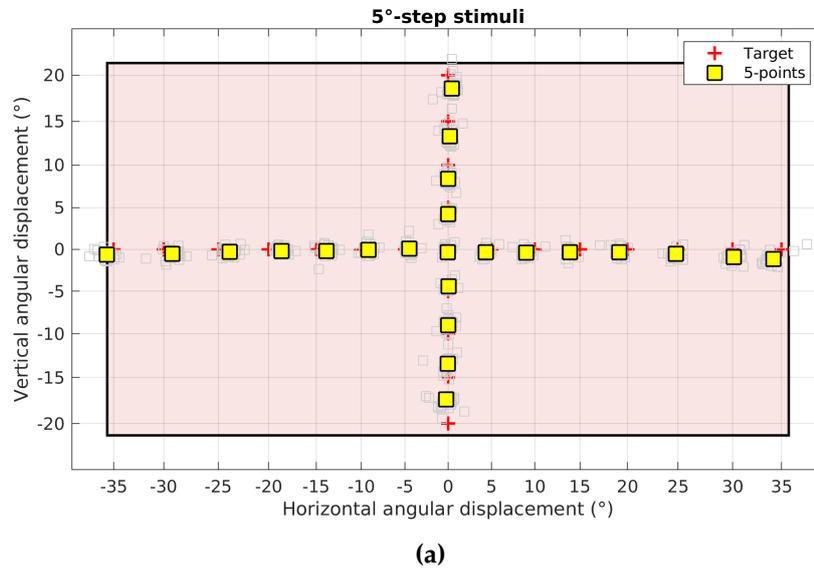
### 3.4.3 Elaborazione dei dati e risultati

In tabella 3.5 sono riportati i valori di accuratezza e precisione per ogni target somministrato durante l'esecuzione di questa prova. Il valore medio è stato calcolato escludendo i target T1, T9 e T20, poiché il loro contributo si colloca all'esterno del field-of-view garantito dal dispositivo FOVIO™. In figura 3.12 sono riportati sia il risultato dell'elaborazione che la rappresentazione grafica della tabella 3.5.

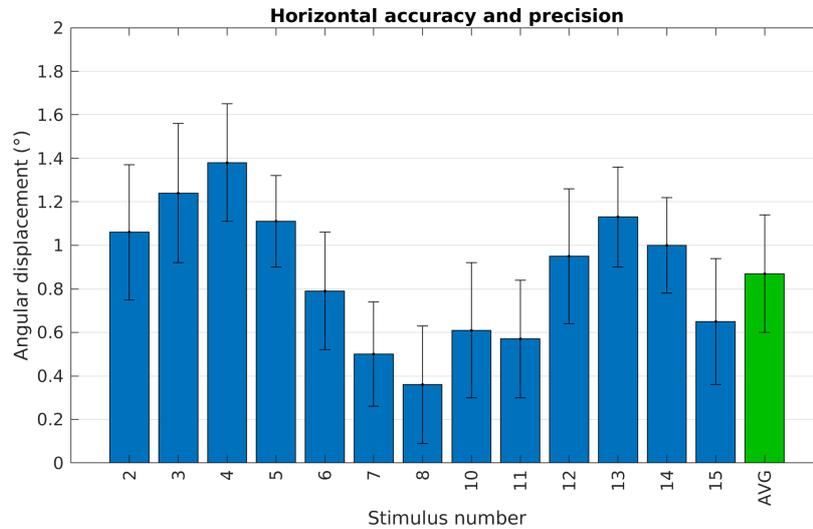
T	A/P (°)	T	A/P (°)	T	A/P (°)
1	0.96/0.29	9	1.38/0.60	17	1.68/0.23
2	1.06/0.31	10	0.61/0.31	18	1.51/0.22
3	1.24/0.32	11	0.57/0.27	19	0.73/0.22
4	1.38/0.27	12	0.95/0.31	20	2.71/0.90
5	1.11/0.21	13	1.13/0.23	21	1.22/0.24
6	0.79/0.27	14	1.00/0.22	22	0.96/0.43
7	0.50/0.24	15	0.65/0.29	23	0.54/0.24
8*	0.36/0.27	16	1.57/0.40	M	1.01/0.28

**Tabella 3.5** – Accuratezza/precisione nella configurazione di stimoli posti a 5° l'uno dall'altro. \*Per il target T8 i valori riportati rappresentano il valor medio registrato durante le quattro acquisizioni sul target stesso; per il calcolo del valor medio sono stati esclusi i target riportati in rosso, perché cadono all'infuori del FOV garantito dal dispositivo.

Il valor medio di accuratezza e precisione ottenuto in questa prova risulta essere paragonabile al valore nominale dichiarato dalla casa produttrice del dispositivo FOVIO™, pari a  $0.78^\circ \pm 0.57^\circ$ , validando anche il FOV dichiarato: in questa prova si è ottenuto un valore pari a  $1.01^\circ \pm 0.25^\circ$ , mentre se si considerano solo i target che appaiono in direzione orizzontale (da T1 a T15, escludendo i target T1 e T9 che cadono fuori dal FOV) l'accuratezza migliora attestandosi su un valore di  $0.83^\circ \pm 0.26^\circ$ , come mostrato in figura 3.13. La prestazione relativa al target T20 è così scarsa perché, durante la prova, il target risultava occluso da FOVIO™ e quindi non visibile nel momento in cui l'utente siede sul mockup: poiché il target T20 cade fuori dal FOV del dispositivo, questo valore è stato trascurato e da non considerarsi veritiero delle reali prestazioni del dispositivo.



**Figura 3.12** – Accuratezza e precisione del dispositivo: (a) risultato della prova, (b) rappresentazione della tabella 3.5. Le barre di colore grigio rappresentano i target che cadono fuori dal FOV del dispositivo, la barra di colore verde rappresenta accuratezza e precisione media sul piano dell’immagine, escludendo i valori dei target T1, T9 e T20.



**Figura 3.13** – Accuratezza e precisione del dispositivo in direzione orizzontale, trascurando i target che cadono al di fuori del FOV di FOVIO™.

### 3.5 Discussioni e conclusioni

Da questi risultati si evince che l'accuratezza è un aspetto che dipende da molteplici fattori, legati principalmente:

- alla condizione di lavoro del dispositivo e alle sue proprietà tecnologiche;
- alle caratteristiche interpersonali dei soggetti analizzati;
- alle condizioni ambientali e di setup nelle quali si svolge la prova;
- alla qualità della calibrazione effettuata prima dell'avvio della sperimentazione.

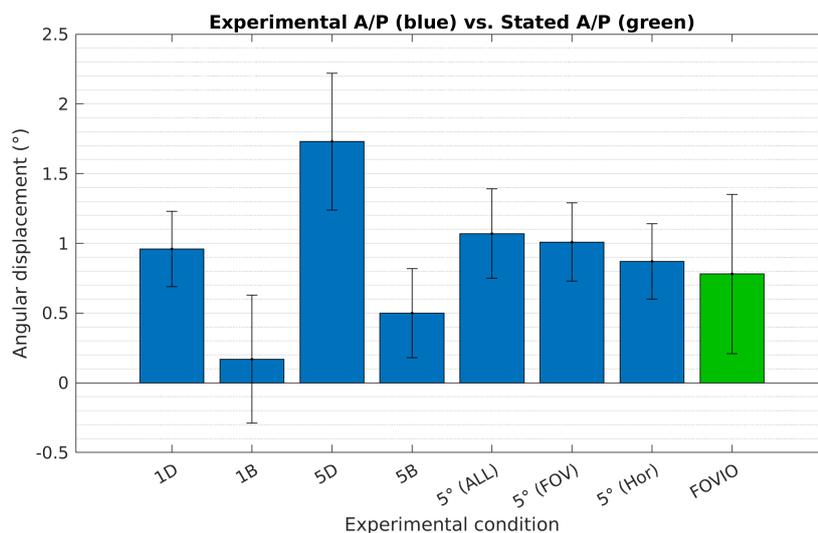
Al contrario, la precisione sembra essere all'incirca costante nell'ambito della singola prova (sebbene esista un lieve gap tra la condizione *dark* e la condizione *bright*) e costante nel tempo, data l'evoluzione temporale delle prove di caratterizzazione descritte in precedenza. La precisione risulta meno influenzata (se non addirittura indipendente) rispetto alle problematiche sopraelencate.

In generale, durante l'utilizzo sperimentale *normale* del dispositivo, è molto difficile che si ottengano le peggiori condizioni evidenziate in queste prove nelle tabelle 3.3, 3.4 e 3.5: come detto precedentemente, la condizione peggiore si registra nella seconda prova al target T20, poiché risultava essere occluso dal FOVIO™: l'utente cercava di immaginare dove potesse cadere il target T20, guardando più o meno nella direzione presunta.

Prova	A (°)	P (°)	$\Delta A$ (%)	$\Delta P$ (%)	Calibrazione
1 - sfondo scuro	0,96	0,27	23,08	52,63	5-points
1 - sfondo chiaro	0,17	0,46	78,21	20,18	5-points
5 - sfondo scuro	1,73	0,49	121,79	14,04	16-points
5 - sfondo chiaro	0,50	0,32	35,90	43,27	16-points
5° - tutti i target	1,07	0,32	37,21	44,25	5-points
5° - solo FOV	1,01	0,28	28,98	50,70	-
5° - orizzontale	0,87	0,27	11,96	52,52	-
<b>Dichiarata</b>	<b>0,78</b>	<b>0,57</b>	<b>-</b>	<b>-</b>	<b>N.D.</b>

**Tabella 3.6** – Riepilogo delle migliori prestazioni rispetto alle prestazioni dichiarate dal produttore di FOVIO™: i valori in verde/rosso rappresentano un risultato migliore/peggiore della rispettiva grandezza dichiarata.

L'esecuzione di un test pilota prima di eseguire la sperimentazione e l'analisi visiva del video prodotto dal software EYEWORKS™ permette di valutare qualitativamente la validità della misurazione che si intende effettuare: nel momento in cui siano presenti evidenti discrepanze tra la traccia di gaze misurata e il target specifico della prova è possibile effettuare un opportuno *tuning* della configurazione sperimentale, almeno per quanto riguarda gli aspetti non dipendenti dal dispositivo.



**Figura 3.14** – Accuratezza e precisione del dispositivo in direzione orizzontale, trascurando i target che cadono al di fuori del FOV di FOVIO™.

Nel successivo utilizzo di FOVIO™ all'interno del progetto MeBeSafe (capitolo 5, a partire da pagina 67), un valore di accuratezza media dell'ordine di quelli ottenuti permette comunque di giungere in modo abbastanza preciso alla giusta conclusione: nell'ambito dell'analisi dello stato del guidatore e della direzione dell'attenzione durante la guida, infatti, quello che interessa non è un preciso punto dello spazio nel campo visivo del guidatore, bensì una determinata *Region of Interest* (ROI) [53], che si troverà preferenzialmente in direzione orizzontale. La percezione da parte del guidatore di ciò che accade all'interno della ROI prevede il susseguirsi di movimenti saccadici e fissazioni: ciò renderà variabile il movimento oculare, che sarà tanto più stabile quanto più il target individuato sarà distante. Poiché la guida è una situazione dinamica, non è importante che il guidatore abbia rilevato in modo preciso un determinato target nel suo campo visivo: è molto più importante che abbia attuato una sorta d'investigazione attorno a quello specifico target, al fine di percepire correttamente la situazione verso cui si avvicina [54].

Per descrivere quantitativamente questo tipo di indagine, un valore di accuratezza (e precisione) dello stesso ordine di grandezza di quelli ottenuti dalle sperimentazioni è abbastanza *tollerabile e descrittivo del corretto fenomeno percettivo*.



---

### Il progetto MeBeSafe

---

Tra tutte le modalità di trasporto, quella più pericolosa riguarda sicuramente il trasporto su strada. Nel 2014 sulle strade europee si sono consumate circa 26 000 vittime e più di 300 000 feriti gravi per via di incidenti stradali: la maggior parte delle volte, gli incidenti stradali sono da attribuire all'errore umano e al comportamento inappropriato alla guida, che sovente annulla ogni qualsivoglia margine di sicurezza. Alcune delle cause di incidente associabili all'errore umano sono, per esempio:

- guida distratta e scarsa attenzione da parte del guidatore;
- velocità di marcia eccessive tali da indurre il guidatore a perdere di controllo del veicolo o a una tardiva individuazione della situazione di pericolo;
- guida in condizioni psico-fisiche alterate (ad esempio, dopo l'assunzione di sostanze psicotrope o semplicemente guida in condizioni di stanchezza pesante).

Il progetto MeBeSafe (*Measures for Behaving Safely in traffic*<sup>1</sup>) è un progetto finanziato dalla Commissione Europea (della durata di 42 mesi a partire dal 1 maggio 2017) che coinvolge 16 partner europei e mira a concentrarsi sullo *human factor*, cercando di contrastare la nascita di una situazione di pericolo derivante dall'errore umano mediante il cambiamento del modo di comportarsi degli utenti della strada; nell'ambito del progetto, gli utenti della strada sono tutti coloro che

---

<sup>1</sup>Maggiori informazioni sul sito <https://www.mebesafe.eu/>, ultimo accesso: 17 novembre 2018.



Figura 4.1 – Logo del progetto MeBeSafe [55].

si muovono su un mezzo di trasporto, sia esso a motore, nel caso di guidatori di autoveicoli, mezzi pesanti o motociclisti, o senza motore, come nel caso prevalente dei ciclisti. Da qui in avanti ci si riferirà al guidatore o al ciclista usando il termine generico "utente", salvo utilizzare i due termini specifici nel caso di discorsi relativi all'una o all'altra categoria.

Questo progetto basa la propria filosofia su una variazione del comportamento dell'utente mediante il concetto di *nudging*: il nudging è un approccio mutuato dall'economia comportamentale, definito dai suoi autori [56] come:

*"[...] ogni aspetto nell'architettura delle scelte che altera il comportamento delle persone in modo prevedibile senza proibire la scelta di altre opzioni e senza cambiare in maniera significativa i loro incentivi economici [...]".*

Questo tipo di strategia agisce fornendo un feedback all'utente, mediante il quale lo si stimola in maniera inconscia ad assumere un comportamento più sicuro durante le situazioni in cui il traffico pone in essere un alto rischio di incidenti.

## 4.1 Problematiche affrontate dal progetto

Nel suo insieme, il progetto MeBeSafe prende in esame sei problematiche rilevanti per la sicurezza stradale, che sono tra le maggiori responsabili dei potenziali incidenti stradali che si potrebbero verificare: questi sei *use case* sono completamente imputabili ad un errato approccio alla guida da parte dell'utente. Mediante lo sviluppo di determinate strategie (che possono far parte della categoria delle *nudging measures* o delle *coaching measures*, a seconda che la variazione comportamentale avvenga grazie a un meccanismo di natura inconscia o per mezzo di un'adeguata formazione collaborativa dell'utente) si cercherà di affrontare i comportamenti scorretti e, possibilmente, di porvi rimedio.

### 4.1.1 Inappropriate velocità di marcia

#### Guidatori

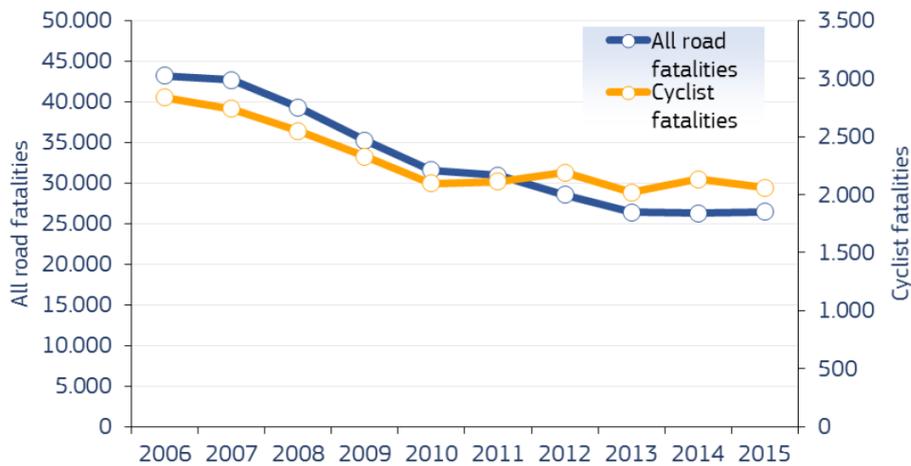
In molti Paesi europei i limiti di velocità sulle strade extraurbane secondarie (ovvero quelle a singola carreggiata con almeno una corsia per senso di marcia) variano tra gli 80 e i 100 km/h [57]. A differenza delle autostrade o delle strade extraurbane principali, che sono specificatamente progettate e costruite per consentire flussi a velocità sostenuta, le strade extraurbane secondarie prevedono spesso dei tratti in cui il limite di velocità massimo risulta non applicabile se non addirittura eccessivo e pericoloso, per esempio nel caso di curve strette o improvvisi restringimenti di corsia. Molto spesso, i guidatori non pongono particolare attenzione a queste situazioni impreviste, facendo in modo che un'alta percentuale di tutti gli incidenti nell'Unione Europea avvengano proprio sulle strade extraurbane secondarie [58].

Per ovviare a questo problema, il progetto MeBeSafe punta a fornire al guidatore un certo *nudging* legato all'infrastruttura stradale: una rete di sensori stradali provvederà a raccogliere i dati necessari. I dati raccolti, opportunamente elaborati, serviranno sia a sviluppare le condizioni di innesco del feedback all'utente, sia ad addestrare il sistema a fornire il feedback solo se strettamente necessario, sulla base del comportamento attuale dell'utente alla guida. Come risultato dell'interazione tra la sensoristica stradale e la sensoristica del veicolo, l'utente riceve un feedback tale da fargli ridurre la velocità di marcia, senza che sia necessariamente consapevole della ragione per la quale sta rallentando.

#### Ciclisti

L'utilizzo della bicicletta come mezzo di trasporto urbano è significativamente aumentato negli ultimi anni in tutti i Paesi dell'Unione Europea. Nonostante i numerosi effetti benefici sulla salute delle persone e sull'ambiente, il numero di incidenti che coinvolgono i ciclisti è in aumento; di pari passo, aumentano anche le morti ogni anno causate da un incidente in cui è coinvolto un ciclista: la maggior parte delle volte a perire è proprio quest'ultimo poiché classificato come VRU (*Vulnerable Road User*). Nel periodo 2006-2015 sulle strade europee hanno perso la vita circa 27 000 ciclisti (figura 4.2, linea arancione, asse destro); i feriti gravi sono molti di più, ma non è possibile estrarre una stima numerica corretta [59].

Le cause di incidente possono essere molteplici, ma una delle più rilevanti è sicuramente la velocità elevata dei ciclisti, a volte inopportuna durante la mobilità urbana [60]: l'incremento del numero di *e-bikes* (biciclette elettriche, che dispongono di un motore elettrico ausiliario) si traduce in un notevole incremento delle velocità massime raggiungibili dai ciclisti. La velocità di una bicicletta in condizioni naturalistiche varia tra i 5 e i 25 km/h, mentre per le *e-bikes* sono state



**Figura 4.2** – Vittime totali della strada (linea blu, asse sinistro) vs vittime dei soli incidenti ciclistici (linea arancione, asse destro) nell’UE dal 2006 al 2015 [64].

documentate anche velocità maggiori [61]; pertanto, la gravità del danno riportato dal ciclista cresce in maniera proporzionale con la velocità di marcia [62], [63].

Comunemente, gli inviti a ridurre la propria velocità media sono rivolti prevalentemente agli utenti dei veicoli a motore: il progetto MeBeSafe, invece, intende valutare l’efficacia di determinate strategie di nudging mirate ai ciclisti, specialmente durante la fase di approccio a incroci potenzialmente pericolosi.

#### 4.1.2 Traiettorie inappropriate

Analogamente alle inappropriate velocità di crociera, intraprendere traiettorie errate durante la guida causa un elevato numero di *Run-off-Road* (ROR), ovvero collisioni che (generalmente) coinvolgono un solo veicolo che esce dalla sede stradale (come, ad esempio, i ribaltamenti). Le cause di questi incidenti sono un cattivo approccio alla situazione di pericolo (ad esempio, nel caso di una curva stretta alla quale ci si introduce in modo non appropriato) e la contemporanea elevata velocità con cui ci si avvicina al tratto di strada a elevato rischio.

In questo caso è necessario sviluppare e proporre nudging infrastrutturali opportuni, nel senso che dovranno essere sottoposti solo all’attenzione degli utenti che avvicinano il pericolo con velocità e/o traiettorie inopportune; le situazioni di innesco del nudging saranno elaborate da un sistema di *machine learning* all’interno del quale passeranno una serie di dati raccolti da un’apposita sensoristica stradale, posta nei punti in cui si verificano il maggior numero di ROR.

### 4.1.3 Scarsa attenzione verso possibili rischi

Il 30% degli incidenti stradali in Europa avviene per guida distratta o attenzione carente ai potenziali rischi che intervengono, specialmente in contesto urbano [65]. Il carico mentale richiesto all'utente durante la guida dipende dalla complessità della situazione, ma nonostante ciò spesso si ha difficoltà a prevedere potenziali rischi o episodi verso cui focalizzare l'attenzione; in contesto urbano la questione assume sicuramente una maggiore rilevanza rispetto all'ambito extraurbano o autostradale, poiché in città le situazioni di rischio possono provenire da qualunque direzione.

Per questo motivo, il progetto MeBeSafe ambisce a sviluppare una strategia di *in-vehicle nudging*, che fornisca informazioni utili in modo che la soglia di attenzione del guidatore aumenti: agendo in una fase preliminare rispetto all'acuirsi della situazione di rischio, questa misura di nudging ha lo scopo di dirigere l'attenzione dell'utente verso il rischio previsto, prima che la situazione diventi critica e maggiormente pericolosa per gli utenti. I dati mediante i quali l'*in-vehicle nudging* verrà elaborato e somministrato saranno quelli provenienti dalla sensoristica del veicolo e dagli ADAS<sup>2</sup> equipaggiati nativamente sul veicolo.

### 4.1.4 Scarso utilizzo dell'Adaptive Cruise Control (ACC)

Affinchè si verifichi un tamponamento sono necessarie due condizioni: 1) un veicolo che avanza a una certa velocità di crociera e 2) un utente distratto alla guida di un veicolo che lo segue, senza rispettare la distanza di sicurezza. Pertanto, il rischio di tamponamento aumenta sia in funzione delle velocità relative tra i due veicoli, sia in base alla distanza tra i due veicoli.

L'introduzione di sistemi elettronici come l'Adaptive Cruise Control<sup>3</sup> ha notevolmente ridotto il verificarsi di eventi di tamponamento, ma nonostante ciò gli utenti tendono a utilizzarlo solo in autostrada e a tenerlo disattivato in contesti urbani [66]. Per incrementare e suggerire un utilizzo maggiore dell'ACC anche in ambito urbano, il progetto MeBeSafe ambisce a sviluppare un sistema di nudging, personalizzato in base allo stile di guida dell'utilizzatore e al tasso di reale utilizzo

---

<sup>2</sup>Gli *Advanced Driver-Assistance Systems*, o ADAS, sono dei sistemi elettronici attivi di ausilio alla guida. Intervengono nelle cosiddette *strategie di sicurezza attiva* di un veicolo, e hanno l'obiettivo di ridurre il numero di incidenti minimizzando l'errore umano che avrebbe potuto generarli.

<sup>3</sup>L'*Adaptive Cruise Control* (ACC) è un sistema di controllo della velocità di crociera che aiuta il conducente a rispettare e mantenere la distanza di sicurezza dai veicoli che lo precedono in maniera automatica; questo sistema è in grado di avvertire il conducente nel caso in cui fosse necessario un intervento manuale. Si tratta di un'evoluzione del sistema *Cruise Control* (CC), che si limita a tenere il veicolo a una velocità costante, compatibilmente con le condizioni di assetto della vettura stessa.

dell'ACC stesso, in modo da garantire che tutti i veicoli rispettino le opportune distanze di sicurezza e annullare quasi completamente il rischio o il verificarsi di un tamponamento.

#### 4.1.5 Riluttanza alle pause negli episodi di sonnolenza

La guida in stato di sonnolenza è un grosso problema di sicurezza stradale, che spesso viene trascurato proprio dai guidatori stessi. Nonostante l'elenco di case produttrici che equipaggiano i loro veicoli con sistemi di rilevamento dello stato di veglia del guidatore sia in costante crescita [67], la riluttanza verso il concetto di *take a break* è sostanzialmente di natura comportamentale; infatti, la maggior parte degli utenti ignora la segnalazione, continuando a guidare incrementando il rischio di errori.

Per ovviare a questo problema, MeBeSafe propone di sviluppare e implementare un opportuno nudging complementare ai sistemi di rilevazione della *drowsiness* già esistenti, che permetta all'utente di aumentare la propria consapevolezza sulla pericolosità della guida in stato di sonnolenza e incentivarlo a prendersi una pausa.

#### 4.1.6 Brusche frenate improvvise

L'esecuzione di frenate brusche e improvvise è un altro fattore causa di potenziali incidenti stradali. Questo comportamento viene spesso adottato dai neo-guidatori, ma diventa una consolidata abitudine che influisce sullo stile di guida di una persona se non corretta nei tempi opportuni. Sebbene sia un comportamento diffuso anche tra i guidatori generici, questo aspetto assume una rilevanza maggiore nel momento in cui viene adottato dai conducenti professionisti di veicoli pesanti. Nonostante tutto, è sempre possibile effettuare una modifica del proprio stile di guida, se prevede un largo uso di situazioni di *harsh braking*, al fine di avere un complessivo miglioramento della sicurezza stradale [68].

Per affrontare questo problema il progetto MeBeSafe prevede la creazione di diverse modalità di coaching e di insegnamento rivolte soprattutto ai guidatori di mezzi pesanti (HGV, *Heavy Goods Vehicle*).

## 4.2 Strategie di intervento

Per favorire, incoraggiare o forzare un cambio del comportamento la letteratura socio-psicologica ha proposto un enorme numero di approcci, strategie e classificazioni. Nell'ambito del progetto MeBeSafe alcune strategie sono poco applicabili o non applicabili affatto, poiché presentano degli aspetti non correlabili al fine

ultimo del progetto stesso o perché si tratta di strategie comportamentali che consentono una discreta applicazione solo in settori altamente specifici, e quindi non generalizzabili.

Nonostante la varietà della materia trattata, la socio-psicologia applicabile al progetto MeBeSafe si riduce all'implementazione di strategie comportamentali che affrontino sia l'aspetto legato a *fattori individuali* del soggetto, sia l'aspetto legato a *fattori contestuali* dell'ambiente in cui il soggetto si muove. Il progetto, infatti, mira a realizzare un cambio comportamentale sia introducendo sistemi a livello di veicolo o di infrastruttura stradale (approccio applicato al contesto), sia intervenendo esplicitamente sull'utente, mediante appunto le strategie di nudging e/o di coaching (approccio applicato all'utente).

### 4.2.1 Il sistema automatico e il sistema riflessivo

Il comportamento umano, secondo lo psicologo Kahneman [69], è governato dall'interazione tra due sistemi di pensiero: il sistema automatico (detto Sistema 1) e il sistema riflessivo (anche detto Sistema 2). Il sistema 1 è un sistema veloce che opera in maniera automatica e inconscia, e gestisce il comportamento del soggetto in modo impulsivo; si dice, quindi, che opera in *background*. Il sistema 2, invece, opera in modo più lento, dirigendo l'attenzione sulle attività che richiedono un maggiore sforzo mentale; si tratta di una strategia che richiede un'azione volontaria, eseguita in maniera attiva dall'utente quando è necessario un carico cognitivo e un processo razionale preciso (figura 4.3 nella pagina successiva).

Le strategie di intervento più diffuse in letteratura sono quelle che riguardano specificatamente il sistema 2 trascurando quasi completamente il sistema 1, cercando di intervenire maggiormente sui processi mentali attivi con cui un utente prende determinate decisioni. Questi approcci risultano a volte incompleti o inadeguati, poiché si rischia di compromettere la *snellezza* del sistema 1. Il progetto MeBeSafe, invece, cerca di individuare strategie indipendenti per i due sistemi andando a definire quattro categorie di intervento. Ognuna di queste quattro categorie, a sua volta, è suddivisa ulteriormente in base al sistema verso cui si indirizza (vedi figura 4.4 a pagina 65).

### 4.2.2 Nudging

In questa sezione si introduce l'approccio di influenza comportamentale mediante nudging. Nel 2008 Thaler & Sunstein [56] svilupparono la *teoria del nudge*, il cui fulcro risiede nel concetto stesso di nudge.

Come descritto all'inizio del presente capitolo, il nudge (o *pungolo*, in italiano) è un aspetto "a basso costo" (ovvero, deve essere più conveniente realizzare le azioni proposte dal nudging piuttosto che altre alternative), che non limita la libertà di

SYSTEM 1 (AUTOMATIC )	SYSTEM 2 (REFLECTIVE )
<i>Unconscious reasoning</i>	<i>Conscious reasoning</i>
<i>Implicit</i>	<i>Explicit</i>
<i>Automatic</i>	<i>Controlled</i>
<i>Low effort</i>	<i>High effort</i>
<i>Large capacity</i>	<i>Small capacity</i>
<i>Rapid</i>	<i>Slow</i>
<i>Default process</i>	<i>Inhibitory</i>
<i>Associative</i>	<i>Rule-based</i>
<i>Contextualised</i>	<i>Abstract</i>
<i>Domain specific</i>	<i>Domain general</i>
<i>Evolutionarily old</i>	<i>Evolutionarily recent</i>
<i>Nonverbal</i>	<i>Linked to language</i>
<i>Includes recognition, perception orientation</i>	<i>Includes rule following, comparisons, weighing of options</i>
<i>Modular cognition</i>	<i>Fluid intelligence</i>
<i>Independent of working memory</i>	<i>Limited by working memory capacity</i>
<i>Nonlogical</i>	<i>Logical</i>
<i>Parallel</i>	<i>Serial</i>

**Figura 4.3** – Differenze tra il sistema automatico e il sistema riflessivo secondo Kahneman. Immagine tratta da [55].

azione dell'utente ma potrebbe condizionarla nel modo desiderato da chi fornisce il nudge. Nell'ambito del progetto MeBeSafe un nudge rappresenta qualunque aspetto dell'architettura delle scelte (come, ad esempio, la configurazione interna del veicolo o particolari infrastrutture stradali) tale da convogliare il guidatore verso un comportamento desiderato, in particolare mirato all'incremento della sicurezza stradale. Ovviamente, il nudge non deve favorire la nascita di una situazione pericolosa dopo aver evitato quella che ha generato il nudge stesso, altrimenti il suo obiettivo sarebbe vano e addirittura deleterio rispetto agli aspetti che si propone di migliorare. Il tempo di intervento del nudge deve essere breve ma sufficientemente in anticipo rispetto all'acuirsi del potenziale pericolo, ed essere efficace specificatamente nel momento e/o nella circostanza in cui viene fornito.

### 4.2.3 Coaching

Negli ultimi anni il *coaching* è diventato un approccio popolare ed efficace per lo sviluppo e l'apprendimento del personale professionale, finalizzato al miglioramento delle performance e al raggiungimento di obiettivi di maggior valore attraverso la scoperta e lo sviluppo delle potenzialità personali. Nell'ambito del progetto MeBeSafe, infatti, si intende applicare le strategie di coaching a tutti quei *driver* professionisti che guidano HGV, che spesso adottano stili di guida poco orientati alla sicurezza stradale.

		SYSTEM 1 (AUTOMATIC)	SYSTEM 2 (REFLECTIVE)
SAFE DRIVING CONTEXT	INCREASE OPPORTUNITIES	<i>(Re)Design functions of the driving context so that it enables and facilitates safe driving by triggering automatic responses to situational cues</i>	<i>(Re)Design functions of the driving context so that it enables and facilitates conscious choices to drive safely</i>
	IMPROVE COMMUNICATION	<i>(Re)Design how and when the message is communicated so that it facilitates perception and interpretation</i>	<i>(Re)Design the content of the message so that opportunities for safe driving are made clear without contributing to a too high cognitive load</i>
SAFE ROAD USER	DEVELOP COMPETENCIES	<i>Support the road user to develop e.g. perception skills, driving skills and habits to increase the level of automatic responses that results in safe driving behaviours</i>	<i>Support the road user to develop e.g. analysing skills and knowledge of own behaviour to increase the adoption of safe driving behaviours</i>
	INCREASE MOTIVATION	<i>Increase the road user's unconscious motivation for safe driving by e.g. providing a social reference point, endorsing behaviour and arousing emotions</i>	<i>Increase the road user's conscious motivation for safe driving by e.g. increasing awareness, supporting conscious goal-setting and providing incentives</i>

**Figura 4.4** – Strategie che il progetto MeBeSafe mira a implementare in modo da indirizzare opportunamente i sistemi di pensiero di Kahneman [55].

Nonostante in letteratura siano disponibili molteplici definizioni del concetto di coaching, la cosa che le accomuna è che si tratta di una relazione paritetica 1:1 tra il professionista che impartisce il coaching e il soggetto che lo riceve, con l'obiettivo di migliorare le capacità di quest'ultimo; si tratta, pertanto, di una situazione personalizzata e incentrata sull'utente specifico. Nell'ambito del progetto MeBeSafe si intende realizzare una strategia di coaching online, mediante un'apposita interfaccia informativa (il driver non interagisce con un coach reale), e una strategia offline; la strategia offline richiede un approccio di tipo *human-to-human*, durante la quale si analizzeranno i dati provenienti dai cosiddetti IVMS (*In-Vehicle Monitoring Systems*) e progettare la strategia di coaching più opportuna per lo specifico utente.

#### 4.2.4 Confronto tra i due approcci

In figura 4.5 è riportato un confronto tra le due strategie proposte dal progetto MeBeSafe. Il primo confronto che salta alla luce è il sistema verso cui si rivolge:

la strategia di nudging, dato il suo breve supporto temporale e l'immediatezza del suo intervento, mira a influenzare le reazioni del sistema autonomo (ovvero il sistema 1), ovvero elaborando un differente tipo di comportamento impulsivo nell'utente che lo riceve che sarà diverso rispetto al comportamento autonomo che lo stesso utente avrebbe programmato in assenza di nudging.

La strategia di coaching, invece, mostra le sue evidenze sul comportamento riflessivo programmato dal sistema 2, proprio perché l'azione correttiva sui comportamenti errati effettuata dal coaching dovrebbe aver cambiato gli schemi di organizzazione del pensiero per attuare il conseguente comportamento corretto.

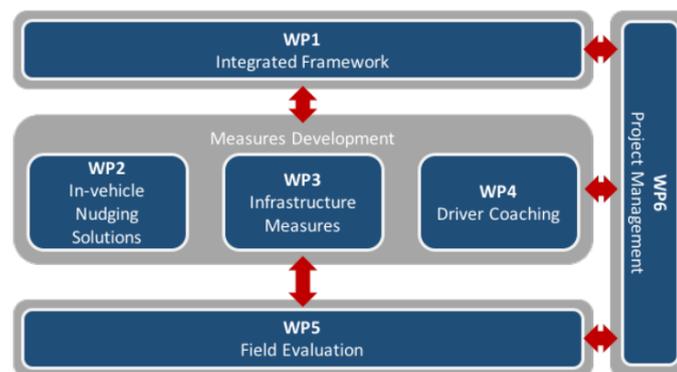
La finestra d'intervento delle due strategie è anche differente: mentre il nudging è efficace se si verifica ogni qualvolta si presenti una determinata situazione di pericolo (realizzando quindi un cambio immediato del comportamento), il coaching ambisce a intervenire a monte e a valle di una situazione di pericolo, realizzando un cambio comportamentale che si realizza ben prima che la situazione di pericolo accada, e subito dopo che la stessa situazione sia stata evitata.

A NUDGING APPROACH		A COACHING APPROACH
<i>Support automatic behaviour and decision making in a specific situation</i>	<b>Aim of approach</b>	<i>Support reflective learning to influence behaviour in various situations</i>
<i>Supportive choice architectures (humans influenced by the context, technology etc)</i>	<b>Overall intervention type</b>	<i>Supportive coaching experiences (humans influenced by humans, but sometimes mediated by technology)</i>
<i>Narrow - must influence behaviour in a specific situation</i>	<b>Window of opportunity</b>	<i>Wide - can influence behaviour both in a specific situation and beyond</i>
<i>Influences behaviour directly every time the situation arises</i>	<b>Frequency of influence</b>	<i>Can influence behaviour directly during a coaching event and indirectly in situations in-between events</i>
<i>Momentary or short - influences behaviour in a specific situation</i>	<b>Duration of influence</b>	<i>Short or long - influences behaviour over time with repeated coaching quires a willingness to learn and change</i>
<i>Specific to location - influences behaviour at the location where the supportive choice architecture is provided</i>	<b>Location of influence</b>	<i>Independent of location - can influence behaviour at other places than where the coaching is provided</i>
<i>Requires that the road user attends to or makes use of the specific choice architecture</i>	<b>Key prerequisite for successful influence</b>	<i>Requires the development of a quality relationship between coach and coachee built on trust and commitment</i>

**Figura 4.5** – Confronto tra le strategie di nudging e coaching [55].

### Implementazione del progetto

Lo sviluppo degli obiettivi fissati dal progetto MeBeSafe si articola in sei *Work Packages*, o *blocchi di attività*: ogni blocco si focalizzerà su un differente topic e vedrà la partecipazione contemporanea di più partner dell'Unione Europea. Tra i partner impegnati al progetto MeBeSafe figurano anche FCA Italia (FIAT CHRYSLER AUTOMOBILES S.P.A.) e CRF (CENTRO RICERCHE FIAT).



**Figura 5.1** – Flusso e interazione dei blocchi di attività del progetto MeBeSafe [55].

I sei blocchi di attività e la loro relazione mutua sono mostrati nella figura 5.1. Ogni Work Package si occupa di un aspetto specifico:

**WP1 Integrated Framework:** si occupa di definire il contesto all'interno del quale il progetto MeBeSafe si inserisce, cercando di fornire una solida base teorica sui modelli della variazione comportamentale e sui concetti di nudging e

coaching, oltre che delineare le linee guida per la progettazione delle strategie realizzate nei blocchi successivi;

- WP2 In-vehicle nudging solutions:** focalizza la sua attenzione sulla progettazione, lo sviluppo, l'implementazione e l'esecuzione dei test preliminari delle soluzioni di nudging da fornire e delle relative interfacce, mediante le quali l'utente dovrà interfacciarsi all'interno del veicolo;
- WP3 Infrastructure measures:** si realizzeranno le misure infrastrutturali da implementare nelle strade, che saranno dirette sia a guidatori che ciclisti al fine di incrementare la sicurezza in determinate circostanze di rischio;
- WP4 Driver coaching:** verranno definite le strategie di coaching da erogare sia in modalità *online* che in modalità *offline* che saranno dirette soprattutto a driver professionisti, ma che verranno erogate anche a driver generici;
- WP5 Field evaluation:** alla fine dei blocchi WP2, WP3 e WP4, le strategie realizzate verranno implementate e testate in situazioni reali di traffico; la raccolta ed elaborazione dei dati permetterà di valutare l'efficacia delle strategie proposte;
- WP6 Project management:** gestione delle fasi del progetto, si occupa degli aspetti amministrativi e della stesura di rapporti periodici sullo stato dei lavori.

Ogni WP si articola in diverse task, ognuna delle quali si occuperà di sviluppare più in dettaglio la soluzione opportuna in relazione agli obiettivi specifici del progetto: ogni task si protrae per un periodo di tempo definito, sarà guidata da un partner e vedrà la contemporanea partecipazione (in diversi ruoli e con diverse tempistiche relative) di un ben predefinito sottoinsieme di partner. Nel seguito si farà una breve descrizione del Work Package 2, al fine di chiarire al meglio il contesto all'interno del quale si inserisce questo lavoro di tesi presso il Centro Ricerche FIAT di Orbassano (TO).

## 5.1 WP2: in-vehicle nudging solutions

Il principale scopo del WP2 riguarda lo sviluppo delle soluzioni di nudging da implementare all'interno del veicolo: mediante questo lavoro sarà possibile fornire il nudging opportuno, facendo in modo che l'utente cambi inconsciamente il proprio comportamento, rendendolo più sicuro. Inoltre, verrà realizzata un'interfaccia utente verso la rete di sensori all'interno del veicolo, necessaria per erogare la strategia mista nudging+coaching. In particolare, gli obiettivi di questo blocco di attività sono:

- sviluppo dell'interfaccia tra la sensoristica per la rilevazione dello stato di affaticamento e sonnolenza e l'applicazione per il coaching online;
- sviluppo di un'interfaccia verso la sensoristica del veicolo in modo da avere accesso alle informazioni riguardanti l'andamento dei parametri del veicolo in funzione del tempo. Questi dati saranno utilizzati per quantificare il tasso di utilizzo del sistema ACC, al fine di fornire il feedback opportuno in base allo stile di guida dell'utente;
- sviluppo e implementazione del sistema sensoristico, della logica di controllo e dell'HMI necessaria a fornire un nudging quando l'utente si avvicina alle intersezioni stradali pericolose; si svilupperà anche un modello tecnologico per prevedere le intenzioni dei ciclisti.

La task nella quale si inserisce questo lavoro di tesi consiste nel rilevare sia lo stato del veicolo, sia lo stato del guidatore [70].

Il contributo di CRF si innesta all'interno dell'obiettivo che mira a incrementare l'attenzione del guidatore: lo scopo finale del sistema di nudging che verrà proposto in questa fase deve essere quello di dirigere l'attenzione del guidatore verso la situazione di rischio prevista e/o rilevata dalla sensoristica del veicolo, portando il conducente a comportarsi in modo adeguato per limitare i rischi per gli utenti della strada. Poiché il nudging sarà più frequente rispetto ai *warning* o agli interventi autonomi degli ADAS con cui il veicolo è equipaggiato, è necessario che sia meno invasivo e fastidioso possibile per il guidatore; è necessario, altresì, che il nudging abbia una sensibilità molto alta. Se il sistema restituisse un alto tasso di falsi positivi (ovvero il numero di volte in cui il sistema considera pericolosi eventi che in realtà non lo erano) la fiducia del guidatore verso il sistema stesso svanirebbe, rendendo i feedback non significativi, poco credibili e quindi poco efficaci.

CENTRO RICERCHE FIAT partecipa a questo task per mezzo dei simulatori di guida installati presso il *VR & HMI Lab*: la prova sperimentale realizzata verrà descritta nel seguito.

## 5.2 Descrizione della prova sperimentale

L'obiettivo della prova sperimentale è quello di valutare la direzione dell'attenzione del guidatore durante l'esplorazione di una serie di situazioni di guida urbana simulata. L'interazione si realizza tra un soggetto guidatore e una serie di ciclisti virtuali che si muovono all'interno dello scenario in modo da simulare la nascita di una situazione casuale che, se non opportunamente affrontata, può diventare ad alto rischio.

La valutazione della direzione di attenzione viene realizzata mediante l'integrazione del dispositivo di eye tracking FOVIO™, descritto nel paragrafo 2.4. Durante la simulazione di guida viene rilevato lo sguardo del soggetto: l'elaborazione di questi dati, in combinazione con quelli provenienti dall'evoluzione dinamica dello scenario, fornisce informazioni circa la direzione dello sguardo del guidatore [71]–[75], e sarà fondamentale per lo sviluppo e la realizzazione delle fasi successive del WP2.

### 5.2.1 Descrizione del setup sperimentale

Analogamente alle prove descritte nel capitolo 3, questa sperimentazione viene condotta mediante la visualizzazione dello scenario simulato sullo stesso display usato in precedenza nel momento in cui l'utente si trova seduto sul mockup. Poiché in questo caso, rispetto alle prove di caratterizzazione, l'utente partecipa attivamente alla sperimentazione il mockup è equipaggiato con un piccolo display LCD che permette la visualizzazione di un quadro di bordo semplificato (dotato solo di contagiri e tachimetro analogici); in aggiunta, il volante del mockup è dotato di un sistema *force feedback*<sup>1</sup>, per assicurare che l'esperienza di guida sia la più realistica possibile; l'audio proveniente dallo scenario viene diffuso mediante un sistema stereo. Il dispositivo FOVIO™ si trova nella stessa posizione e nella stessa configurazione spaziale/angolare in cui si trovava durante le prove di caratterizzazione.

Una camera installata posteriormente al sedile del mockup completa il setup dal punto di vista hardware: il video ripreso dalla camera sarà utilizzato come sorgente di input per EYEWORX™ RECORD, in modo da realizzare il tracking del gaze dell'utente durante l'esplorazione dello scenario; la risoluzione del video realizzato è di 800 × 484 pixel a un frame rate di 30 fps.

Per ogni utente è necessario calibrare FOVIO™ prima dell'acquisizione vera e propria: il dispositivo viene calibrato con il metodo a 5 punti e una schermata ad alta luminosità.

### 5.2.2 Scenario sperimentale

La prova sperimentale viene condotta mediante la somministrazione di una serie di scenari di guida nei quali l'utente si muove e interagisce per mezzo del mockup.

---

<sup>1</sup>Il *force feedback* è un effetto meccanico realizzato mediante un motore elettrico applicato al volante del mockup che simula la reazione dello sterzo alla crociera del veicolo sul manto stradale per mezzo dell'applicazione di una forza che ne varia la resistenza, in maniera coerente con quello che avverrebbe nella realtà.



**Figura 5.2** – Setup sperimentale della prova di guida simulata: sullo schermo si vede l'evoluzione dello scenario durante la guida © CRF, 2018

Gli scenari sono realizzati e visualizzati per mezzo del software SCANNER™ STUDIO ([AVSimulation](#), Meudon, Ile-de-France, FR); le situazioni presentate, selezionate dopo un'analisi preliminare congiunta tra i partner partecipanti, riguardano cinque manovre tipicamente urbane durante l'interazione tra un ciclista e un guidatore:

1. ciclista proveniente dalla destra del conducente (incrocio, indicata con C1);
2. ciclista proveniente dalla sinistra del conducente (incrocio, indicata con C2);
3. ciclista che viaggia davanti al conducente, entrambi nella stessa direzione (indicata con L);
4. conducente che svolta a sinistra mentre un ciclista si avvicina all'incrocio dalla direzione opposta (indicata con T3);
5. ciclista che esegue una svolta a sinistra mentre il conducente prosegue per la sua direzione (indicata con On).

Una rappresentazione schematica di queste cinque manovre è riportata di seguito nella figura 5.3.

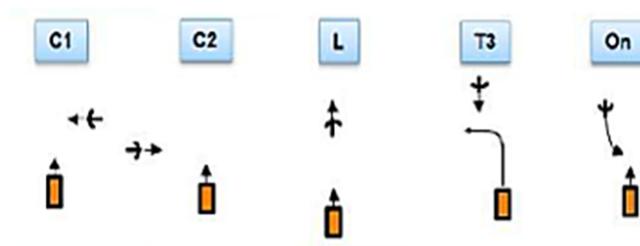


Figura 5.3 – Rappresentazione schematica delle manovre realizzate durante la prova sperimentale.

### Task primario

Il task primario è quello di interagire con lo scenario: al soggetto è richiesto di guidare a una velocità non superiore ai 50 km/h (limite di velocità in contesto urbano valido in tutta l'Unione Europea [57]) reagendo alla situazione attuale che gli si presenta secondo il proprio stile di guida attuando nel modo più realistico possibile gli opportuni comportamenti.

Alcune delle manovre sopraelencate vengono proposte sia in presenza che in assenza del ciclista secondo un ordine casuale durante l'evoluzione dinamica dello scenario: questa casualità è necessaria al fine di evitare la *polarizzazione* della reazione dell'utente per via della predicibilità della situazione futura.

### Task secondario

Viene somministrato anche un task secondario, con lo scopo di aumentare il realismo della guida durante la simulazione. Mediante questo ulteriore task si riesce a simulare con maggiore affidabilità la comparsa improvvisa del ciclista nel campo di vista del guidatore, in modo che il comportamento visivo di quest'ultimo non sia particolarmente focalizzato verso la strada.

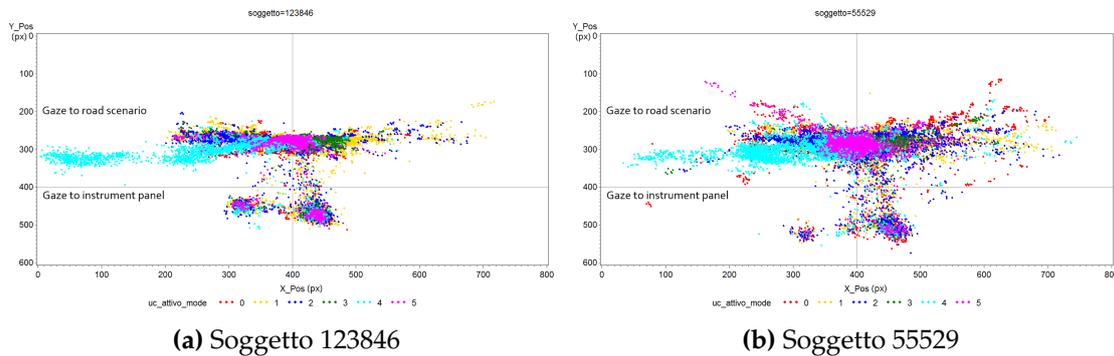
Una voce automatica chiede al guidatore, ad un istante di tempo qualsiasi, di leggere ad alta voce la velocità istantanea o il numero di giri del motore (informazioni riportate sul display LCD installato sul mockup); questa richiesta viene somministrata qualche secondo prima dell'arrivo all'incrocio, indipendentemente dalla presenza del ciclista.

## 5.3 Risultati (manovre C1 e C2)

L'elaborazione dei dati è stata realizzata in accordo con le disposizioni riportate nella norma ISO 15007-1:2014 [51]. Di seguito verranno riportati una parte dei grafici relativi ai risultati di alcune manovre, per gentile concessione del CRF e

dei partner coinvolti in questa fase di lavoro; le evidenze sperimentali conclusive saranno pubblicate in futuro sul sito del progetto MeBeSafe<sup>2</sup>.

Le immagini mostrate in figura 5.4 rappresentano degli esempi di distribuzione dello sguardo dell'utente durante l'esplorazione dinamica dello scenario: i punti di diverso colore, ottenuti in seguito a una fase di pre-processing e di *data reduction*, rappresentano ognuno un differente *use case*, ovvero una delle possibili manovre elencate precedentemente eseguite in presenza o meno del ciclista. In particolare, la codifica degli use case è riportata nella tabella 5.1.



**Figura 5.4** – Distribuzione dello sguardo dell'utente durante la realizzazione delle manovre © CRF, 2018.

Use case	0	1	2	3	4	5
Manovra	-	C1	C2	L	T1	On

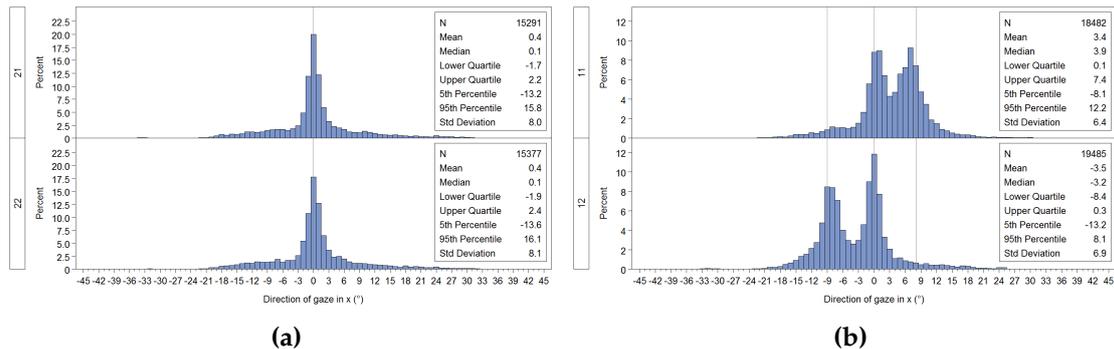
**Tabella 5.1** – Codifica degli use case riportati nelle immagini in figura 5.4. Lo use case 0 corrisponde alla guida su strada dritta senza interferenze dovute a svolte o ciclisti © CRF, 2018.

Si nota una ben definita distribuzione orizzontale, di estensione variabile, diversa da soggetto a soggetto in funzione del proprio stile di guida. I due gruppi di punti che emergono al di sotto delle linee verticali (a partire da  $y = 400$  px in poi) sono da riferire allo sguardo che ogni utente dirige verso il tachimetro o il contagiri virtuali, nel momento in cui viene chiesto loro di realizzare il task distrattivo.

Le caratteristiche metrologiche del dispositivo permettono di ottenere dei risultati ragionevolmente accurati nelle regioni orizzontali, in cui si concentra la

<sup>2</sup><https://www.mebesafe.eu/results/>.

distribuzione degli sguardi: l'utente, infatti, rimane visivamente sempre all'interno del FOV del dispositivo per tutta la durata della prova. L'evidenza sperimentale ha dimostrato che gli utenti individuando in modo corretto la comparsa in campo lontano di un ciclista e, in base alla manovra che verrà effettuata, sono in grado di tenerlo "sotto controllo" durante l'evoluzione dello scenario.



**Figura 5.5** – Direzione dello sguardo in direzione orizzontale durante le manovre C1 e C2 (a) senza ciclisti che approssiano e (b) dopo la comparsa dei ciclisti, rispettivamente da destra e sinistra © CRF, 2018.

Un confronto qualitativo tra le immagini mostrate in figura 5.5 indica una corretta individuazione del ciclista: in particolare, la figura 5.5a mostra che durante l'approccio a un incrocio<sup>3</sup> senza interferenze lo sguardo del guidatore è uniformemente distribuito nel centro dello schermo (coincidente con una situazione di angolo visivo pari a 0°, valor medio pari a 0.4°). Questa situazione è ragionevole, e rappresenta la direzione preferenziale verso cui dirigere lo sguardo che permette di realizzare un task di guida.

Nel momento in cui un ciclista appare nel FOV del guidatore la distribuzione dello sguardo diventa bimodale, come mostrato in figura 5.5b: nonostante continui a guardare dritto, il guidatore volge talvolta lo sguardo verso il ciclista, ad un angolo corrispondente al valore di angolo che si instaura tra ciclista e veicolo durante i rispettivi approcci all'incrocio: nel caso della manovra C1 (ciclista proveniente da destra) il picco secondario nasce intorno a 8° di angolo visivo del guidatore (valor medio 7.7°), mentre nella manovra C2 (ciclista proveniente da sinistra) il picco secondario si centra intorno a -9° di angolo visivo (valor medio -9.4°); questi due valori di angolo rappresentano anche l'angolo tra il guidatore e il ciclista fino a qualche metro prima dell'incrocio.

<sup>3</sup>I risultati si riferiscono alla guida fino a qualche metro (dato riservato) prima rispetto all'incrocio.

L'analisi dei risultati per le manovre C1 e C2 dimostra che il guidatore passa la maggior parte del tempo a guardare di fronte a sé nel momento in cui deve eseguire le manovre precedentemente elencate senza l'interferenza di un ciclista proveniente da una direzione perpendicolare qualunque. In presenza del ciclista, invece, si conferma una distribuzione dei tempi bimodale: dopo l'identificazione del ciclista, nel momento in cui quest'ultimo provenga da una direzione perpendicolare alla direzione di crociera del guidatore, lo sguardo continua a rimanere stabile nella regione frontale del FOV del guidatore, ma allo stesso tempo si passa un sostanzioso lasso di tempo a "tenere sotto controllo" il ciclista durante la sua fase di approccio all'incrocio, indipendentemente dalla direzione di provenienza.



## CAPITOLO 6

---

### Conclusioni

---

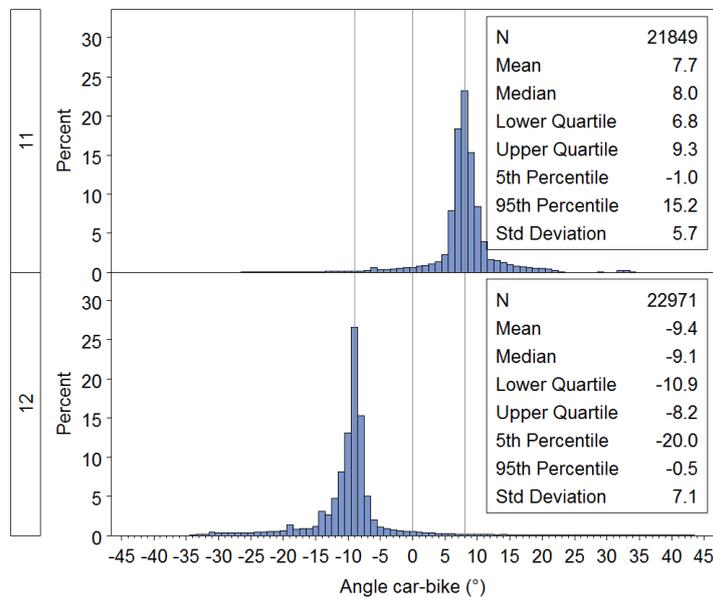
Come evidenziato alla fine del capitolo 3 il dispositivo FOVIO™ presenta delle caratteristiche metrologiche in linea con le specifiche tecniche dichiarate dal produttore. Il dispositivo ha riportato un valore di accuratezza *compatibile* con quanto dichiarato e un valore di precisione *sempre migliore* di quella attestata dal produttore:

- $A = 0.87^\circ$  vs  $0.78^\circ$  nel caso della prova con stimoli disposti a  $5^\circ$  considerando solo i target lungo la direzione orizzontale, peggiore di circa il 12% rispetto al valore di targa;
- $P = 0.27^\circ$  vs  $0.57^\circ$  nella medesima condizione precedente, migliore di più del 50% rispetto al valore dichiarato;
- all'interno del FOV dichiarato ( $60^\circ \text{ H} \times 35^\circ \text{ V}$ ):  $A = 1.01^\circ$ ,  $P = 0.28^\circ$ .

I risultati della prima prova sperimentale di validazione hanno permesso di selezionare il più efficace metodo di calibrazione e la migliore condizione di luminosità del display: l'analisi visiva delle registrazioni video effettuate da EYEWORKS™ RECORD, accompagnata dai risultati mostrati nelle tabelle 3.3 e 3.4, dimostrano che in condizioni di alta luminosità (che corrisponde a un minore diametro della pupilla del soggetto) le prestazioni sono migliori rispetto alla condizione a bassa luminosità; sebbene un numero maggiore di punti di calibrazione fornisca un maggior numero dei coefficienti  $a_i$  e  $b_i$  della funzione di mappatura (cfr. paragrafo 2.3.1), il metodo di default del software è quello che realizza la migliore accuratezza nel maggior numero di casi.

Sulla base di questa conclusione, anche nella prova sperimentale per il progetto MeBeSafe si è scelto di effettuare una calibrazione con 5 punti e schermata di colore chiaro: le prestazioni del dispositivo restano poco influenzate dalla luminosità del display durante l'evoluzione dello scenario, garantendo comunque risultati attendibili. Poiché la guida non si realizza in uno scenario notturno o serale (che abbasserebbe la luminosità incrementando il diametro della pupilla del soggetto, peggiorando le prestazioni del dispositivo), questa sperimentazione è assimilabile a una condizione ad alta luminosità, seppur leggermente minore rispetto alla luminosità presentata nelle prove di validazione.

Analizzando le distribuzioni dello sguardo acquisite durante la guida (figura 5.4) si nota come la regione principale sia all'incirca quella centrale, con una distribuzione orizzontale più o meno diffusa a seconda dello stile di guida di ogni soggetto. Come dimostrato nella seconda prova di validazione descritta nel paragrafo 3.4, la regione orizzontale all'interno del FOV è quella in cui si ottengono le migliori prestazioni del dispositivo FOVIO™: è possibile concludere che i risultati per il progetto MeBeSafe sono abbastanza accurati, poiché in ogni caso l'errore angolare che si instaura è inferiore a 1° di angolo visivo. Nel caso della guida l'errore non è comunque così influente, poiché è più importante individuare una determinata *Region of Interest* (la zona spaziale in cui si muove il ciclista, avente un'estensione angolare dell'ordine di qualche grado) piuttosto che individuare precisamente il singolo punto e seguirlo con lo sguardo [53], [54].



**Figura 6.1** – Angolo realizzato tra auto e ciclista durante le manovre C1 e C2  
© CRF, 2018.

Durante una manovra in cui il ciclista è presente, il guidatore passa un sostanzioso intervallo di tempo a tenere sotto controllo il ciclista, alternando sguardi frontali a sguardi verso il pericolo. Se la validazione avesse restituito un valore di accuratezza peggiore (per esempio, dell'ordine di alcuni gradi di angolo visivo) sicuramente si sarebbe raggiunta una situazione erronea: i picchi della distribuzione bimodale sono centrate rispettivamente circa intorno a  $-9^\circ$  e  $8^\circ$ , e rappresentano anche l'angolo relativo generato tra guidatore e ciclista durante i rispettivi approcci all'incrocio (figura 6.1 a fronte). Questi valori angolari sono calcolati triangolando le informazioni provenienti dai file di log generati dal software SCANNER™ riguardanti sia il ciclista che il veicolo virtuale guidato dal soggetto, nei quali sono conservati istante per istante i valori delle variabili cinematiche di entrambi i partecipanti allo scenario. Poiché i dati cinematici sono incontrovertibili e calcolati rispetto all'andamento attuale della guida, un ciclista risulta individuato quando lo sguardo si trova nell'intorno dell'angolo ciclista-guidatore. Sulla base di questa conclusione è possibile affermare che il dispositivo commerciale FOVIO™ utilizzato in questa sperimentazione conduce a risultati significativi dal punto di vista sperimentale, oltre che correttamente descrittivi del fenomeno percettivo e della situazione di pericolo da parte dell'utente.



---

## Bibliografia

---

- [1] CEI - Comitato Elettrotecnico Italiano, *VIM - Vocabolario Internazionale di Metrologia*, Disponibile al link <https://www.ceinorme.it/it/normazione-it/vim/vim-content-it?> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018], 2016.
- [2] A. E. Fridman, *The quality of measurement: a metrological reference*. Springer Science & Business Media, 2011.
- [3] UNI EN ISO 10012:2004, "Sistemi di gestione della misurazione - Requisiti per i processi e le apparecchiature di misurazione", Ente Italiano di Normazione, Standard, apr. 2004.
- [4] C. L. Stanfield, *Principles of Human Physiology*. Benjamin-Cummings, 2011, IV edizione.
- [5] J. K. Bowmaker e H. Dartnall, "Visual pigments of rods and cones in a human retina.", *The Journal of physiology*, vol. 298, n. 1, pp. 501–511, 1980, <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1980.sp013097>.
- [6] D. K. Coats e S. E. Olitsky, *Strabismus surgery and its complications*. Springer Science & Business Media, 2007, <https://doi.org/10.1007/978-3-540-32704-2>.
- [7] E. R. Kandel, J. H. Schwartz, T. M. Jessell, S. A. Siegelbaum e A. J. Hudspeth, "The Control of Gaze", in *Principles of Neural Science*, McGraw-Hill Professional, 2013, pp. 894–916.
- [8] E. Airaghi e A. Altimani, *I muscoli dell'occhio e la funzionalità binoculare*. Milano: Assopto, 1997.
- [9] C. Sherrington, "Experimental note on two movements of the eye", *The Journal of Physiology*, vol. 17, n. 1-2, pp. 27–29, 1894, <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1894.sp000517>.

- [10] F. Donders, "Beitrag zur Lehre von den Bewegungen des menschlichen Auges", *Hollandische Beitrenge zu den anatomischen und physiologischen Wissenschaften*, vol. 1, pp. 105–145, 1847.
- [11] T. Haslwanter, "Mathematics of three-dimensional eye rotations", *Vision research*, vol. 35, n. 12, pp. 1727–1740, 1995, [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(94\)00257-m](https://doi.org/10.1016/0042-6989(94)00257-m).
- [12] D. A. Robinson, "Control of eye movements", *Comprehensive Physiology*, 2001, <https://doi.org/10.1002/cphy.cp010228>.
- [13] L. F. Dell’Osso e R. B. Daroff, "Eye movement characteristics and recording techniques", *Neuroophthalmology*, vol. 2, pp. 279–297, 1990.
- [14] A. M. Jacobs, "On localization and saccade programming", *Vision Research*, vol. 27, n. 11, pp. 1953–1966, 1987, [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(87\)90060-5](https://doi.org/10.1016/0042-6989(87)90060-5).
- [15] R. B. Weber e R. B. Daroff, "Corrective movements following refixation saccades: Type and control system analysis", *Vision research*, vol. 12, n. 3, pp. 467–475, 1972, [https://doi.org/10.1016/0042-6989\(72\)90090-9](https://doi.org/10.1016/0042-6989(72)90090-9).
- [16] D. Zapała e B. Balaj, "Eye Tracking and Head Tracking – The two approaches in assistive technologies.", 2012, PDF disponibile all’indirizzo <https://bit.ly/2xScGAF>, ultimo accesso 17 novembre 2018.
- [17] A. T. Duchowski, *Eye Tracking Methodology: Theory and Practice*. Springer, 2017, <https://doi.org/10.1007/978-3-319-57883-5>.
- [18] W. F. Asaad, G. Rainer e E. K. Miller, "Task-specific neural activity in the primate prefrontal cortex", *Journal of Neurophysiology*, vol. 84, n. 1, pp. 451–459, 2000, <https://doi.org/10.1152/jn.2000.84.1.451>.
- [19] J. Guerera e D. Filion, "Attentional and Psychophysiological Correlates of Future Time Perspective Manipulation: An Eye-Tracking Study", 2018, <https://hdl.handle.net/10355/64162>.
- [20] Q. Wang, S. Yang, M. Liu, Z. Cao e Q. Ma, "An eye-tracking study of website complexity from cognitive load perspective", *Decision support systems*, vol. 62, pp. 1–10, 2014, <https://doi.org/10.1016/j.dss.2014.02.007>.
- [21] W. E. Schroeder, "Replacing mouse and trackball with tracked line of gaze", in *Visual Communications and Image Processing’93*, <https://doi.org/10.1117/12.157866>, International Society for Optics e Photonics, vol. 2094, 1993, pp. 1103–1114.
- [22] —, "Head-mounted computer interface based on eye tracking", in *Visual Communications and Image Processing’93*, <https://doi.org/10.1117/12.157867>, International Society for Optics e Photonics, vol. 2094, 1993, pp. 1114–1125.

- [23] R. J. Jacob e K. S. Karn, "Eye tracking in human-computer interaction and usability research: Ready to deliver the promises", in *The mind's eye*, <https://doi.org/10.1016/b978-044451020-4/50031-1>, Elsevier, 2003, pp. 573–605.
- [24] R. Veerati, E. Suresh, A. Chakilam e S. P. Ravula, "Eye Monitoring Based Motion Controlled Wheelchair for Quadriplegics", in *Microelectronics, Electromagnetics and Telecommunications*, [https://doi.org/10.1007/978-981-10-7329-8\\_5](https://doi.org/10.1007/978-981-10-7329-8_5), Springer, 2018, pp. 41–49.
- [25] E. B. Delabarre, "A method of recording eye-movements", *The American Journal of Psychology*, vol. 9, n. 4, pp. 572–574, 1898, <https://doi.org/10.2307/1412191>.
- [26] R. Dodge e T. S. Cline, "The angle velocity of eye movements", *Psychological Review*, vol. 8, n. 2, pp. 145–157, 1901, <https://doi.org/10.1037/h0076100>.
- [27] D. A. Robinson, "The oculomotor control system: A review", *Proceedings of the IEEE*, vol. 56, n. 6, pp. 1032–1049, 1968, <https://doi.org/10.1109/proc.1968.6455>.
- [28] J. Heo, H. Yoon e K. S. Park, "A novel wearable forehead EOG measurement system for human computer interfaces", *Sensors*, vol. 17, n. 7, p. 1485, 2017, <https://doi.org/10.3390/s17071485>.
- [29] P. Bisiacchi e A. Vallesi, *Il cervello al lavoro. Nuove prospettive in neuropsicologia*. Il Mulino, 2017.
- [30] R. M. Stern, W. J. Ray e K. S. Quigley, *Psychophysiological recording*. Oxford University Press, USA, 2001.
- [31] F. Mulvey, A. Villanueva, D. Sliney et al., "Exploration of safety issues in eyetracking", 2008, Deliverable 5.4. Disponibile al link <http://wiki.cogain.org/images/c/c8/COGAIN-D5.4.pdf> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018].
- [32] L. R. Young e D. Sheena, "Eye-movement measurement techniques.", *American Psychologist*, vol. 30, n. 3, pp. 315–330, 1975, <https://doi.org/10.1037/0003-066x.30.3.315>.
- [33] D. P. Carmody, H. L. Kundel e C. F. Nodine, "Performance of a computer system for recording eye fixations using limbus reflection", *Behavior Research Methods & Instrumentation*, vol. 12, n. 1, pp. 63–66, 1980, <https://doi.org/10.3758/bf03208328>.
- [34] R. Zemblys e O. Komogortsev, "Developing photo-sensor oculography (PS-OG) system for virtual reality headsets", in *Proceedings of the 2018 ACM Symposium on Eye Tracking Research & Applications*, <https://doi.org/10.1145/3204493.3208341>, ACM, 2018, p. 83.

- [35] L. Stark, G. Vossius e L. R. Young, "Predictive control of eye tracking movements", *IRE Transactions on Human Factors in Electronics*, vol. 3, n. 2, pp. 52–57, 1962, <https://doi.org/10.1109/thfe2.1962.4503342>.
- [36] T. N. Cornsweet e H. D. Crane, "Accurate two-dimensional eye tracker using first and fourth Purkinje images", *Journal of the Optical Society of America*, vol. 63, n. 8, pp. 921–928, 1973, <https://doi.org/10.1364/josa.63.000921>.
- [37] H. D. Crane e C. M. Steele, "Generation-V dual-Purkinje-image eyetracker", *Applied Optics*, vol. 24, n. 4, pp. 527–537, 1985, <https://doi.org/10.1364/ao.24.000527>.
- [38] H. D. Crane, "The Purkinje image eyetracker, image stabilization, and related forms of stimulus manipulation", in *Visual science and engineering*, <https://doi.org/10.1201/9781466593534>, CRC Press, 1994, pp. 37–63.
- [39] C. H. Morimoto e M. R. Mimica, "Eye gaze tracking techniques for interactive applications", *Computer vision and image understanding*, vol. 98, n. 1, pp. 4–24, 2005, <https://doi.org/10.1016/j.cviu.2004.07.010>.
- [40] P. Blignaut, "Mapping the pupil-glint vector to gaze coordinates in a simple video-based eye tracker", *Journal of Eye Movement Research*, vol. 7, n. 1, 2013, <http://dx.doi.org/10.16910/jemr.7.1.4>.
- [41] Z. Zhu, Q. Ji et al., "Novel eye gaze tracking techniques under natural head movement", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering Bme*, vol. 54, n. 12, pp. 2246–2260, 2007, <https://doi.org/10.1109/tbme.2007.895750>.
- [42] A. Villanueva, R. Cabeza e S. Porta, "Gaze tracking system model based on physical parameters", *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, vol. 21, n. 05, pp. 855–877, 2007, <https://doi.org/10.1142/s0218001407005697>.
- [43] R. A. Naqvi, M. Arsalan, G. Batchuluun, H. S. Yoon e K. R. Park, "Deep learning-based gaze detection system for automobile drivers using a NIR camera sensor", *Sensors*, vol. 18, n. 2, p. 456, 2018, <https://doi.org/10.3390/s18020456>.
- [44] C.-W. Huang e W.-C. Tan, "An approach of head movement compensation when using a head mounted eye tracker", in *Consumer Electronics-Taiwan (ICCE-TW), 2016 IEEE International Conference on*, <https://doi.org/10.1109/icce-tw.2016.7520987>, IEEE, 2016, pp. 1–2.
- [45] C. W. Oyster e N. Haver, *The human eye: structure and function*, 01. Sinauer Associates Sunderland, MA, 1999, vol. 1.

- [46] J. Chen, Y. Tong, W. Gray e Q. Ji, "A robust 3D eye gaze tracking system using noise reduction", in *Proceedings of the 2008 symposium on Eye tracking research & applications*, <https://doi.org/10.1145/1344471.1344518>, ACM, 2008, pp. 189–196.
- [47] D. Wang, F. B. Mulvey, J. B. Pelz e K. Holmqvist, "A study of artificial eyes for the measurement of precision in eye-trackers", *Behavior research methods*, vol. 49, n. 3, pp. 947–959, 2017, <https://doi.org/10.3758/s13428-016-0755-8>.
- [48] J. Gu, M. Meng, A. Cook e M. G. Faulkner, "A study on natural movement of artificial eye implant", *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 32, n. 2-3, pp. 153–161, 2000, [https://doi.org/10.1016/s0921-8890\(99\)00116-5](https://doi.org/10.1016/s0921-8890(99)00116-5).
- [49] H.-k. Ko, D. M. Snodderly e M. Poletti, "Eye movements between saccades: Measuring ocular drift and tremor", *Vision research*, vol. 122, pp. 93–104, 2016, <https://doi.org/10.1016/j.visres.2016.03.006>.
- [50] ISO 5725-1:1994, "Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results – Part 1: General principles and definitions", International Organization for Standardization, Standard, dic. 1994.
- [51] ISO 15007-1:2014, "Road vehicles – Measurement of driver visual behaviour with respect to transport information and control systems – Part 1: Definitions and parameters", International Organization for Standardization, Standard, dic. 2014.
- [52] J. Eriksson, E. Ollila e V. Koivunen, "Statistics for complex random variables revisited", in *IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, <https://doi.org/10.1109/icassp.2009.4960396>, IEEE, 2009, pp. 3565–3568.
- [53] Y.-y. Ren, X.-s. Li, X.-l. Zheng, Z. Li e Qi-chao, "Analysis of drivers' eye-movement characteristics when driving around curves", *Discrete Dynamics in Nature and Society*, vol. 2015, 2015, <https://doi.org/10.1155/2015/462792>.
- [54] A. K. Mackenzie e J. M. Harris, "Eye movements and hazard perception in active and passive driving", *Visual Cognition*, vol. 23, n. 6, pp. 736–757, 2015, <https://doi.org/10.1080/13506285.2015.1079583>.
- [55] R. Brouwers, F. Fahrenkrog, A. Fiorentino et al., *MeBeSafe Integrated Framework*, Deliverable 1.1. Disponibile al link <https://www.mebesafe.eu/results/> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018], 2017.
- [56] C. Sustein e R. Thaler, *Nudge: Improving decisions about health, wealth, and happiness*. Yale University Press, 2008.
- [57] European Commission, *Current speed limit policies*, Disponibile al link <https://bit.ly/2xSwGTR> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018].

- [58] ———, *Road Safety in the European Union - Trends, statistics and main challenges*, Disponibile al link <https://bit.ly/2RBBntD> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018], 2018.
- [59] E. Townsend, “The European Union’s Role in Promoting the Safety of Cycling: Proposals for a Safety Component in a Future EU Cycling Strategy”, 2016, Disponibile al link <https://bit.ly/2PqFruY> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018].
- [60] European Transport Safety Council, *The European Union’s Role in Promoting the Safety of Cycling*, Disponibile al link <https://bit.ly/2IcBesg> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018], 2016.
- [61] K. Schleinitz, T. Petzoldt, L. Franke-Bartholdt, J. Krems e T. Gehlert, “The German Naturalistic Cycling Study – Comparing cycling speed of riders of different e-bikes and conventional bicycles”, *Safety Science*, vol. 92, pp. 290–297, 2017, <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2015.07.027>.
- [62] P. Schepers, D. Twisk, E. Fishman, A. Fyhri e A. Jensen, “The Dutch road to a high level of cycling safety”, *Safety science*, vol. 92, pp. 264–273, 2017, <https://doi.org/10.1016/j.ssci.2015.06.005>.
- [63] J. Woodcock, M. Tainio, J. Cheshire, O. O’Brien e A. Goodman, “Health effects of the London bicycle sharing system: health impact modelling study”, *BMJ*, vol. 348, g425, 2014, <https://doi.org/10.1136/bmj.g425>.
- [64] European Road Safety Observatory, *Traffic Safety Basic Facts 2017 - Cyclist*, Disponibile al link <https://bit.ly/2OPM5e2> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018], 2017.
- [65] P. Thomas, A. Morris, R. Talbot e H. Fagerlind, “Identifying the causes of road crashes in Europe”, *Annals of Advances in Automotive Medicine*, vol. 57, p. 13, 2013, Disponibile al link <https://bit.ly/2OHgGxG> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018].
- [66] A. F. Larsson, “Driver usage and understanding of adaptive cruise control”, *Applied ergonomics*, vol. 43, n. 3, pp. 501–506, 2012, <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2011.08.005>.
- [67] Wikipedia contributors, *Driver drowsiness detection* — *Wikipedia, The Free Encyclopedia*, <https://bit.ly/2xzoM0B> [Online; accessed 24-September-2018], 2018.
- [68] R. J. Jansen e S. Wesseling, “Harsh Braking by Truck Drivers: A Comparison of Thresholds and Driving Contexts Using Naturalistic Driving Data”, in *Proceedings of the 6th Humanist Conference*, Disponibile al link <https://bit.ly/2C2Bw3Z> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018], SWOV, 2018.
- [69] D. Kahneman, *Pensieri lenti e veloci*. Edizioni Mondadori, 2012.

- [70] O. Op den Camp, J. Uittenbogaard, M. Schwalm et al., "Nudging the attention of drivers towards possibly hazardous situations", in *27th Aachen Collouquim Automobile and Engine Technology 2018*, 2018.
- [71] M. Sodhi, B. Reimer e I. Llamazares, "Glance analysis of driver eye movements to evaluate distraction", *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, vol. 34, n. 4, pp. 529–538, 2002, <https://doi.org/10.3758/bf03195482>.
- [72] K. Kircher e C. Ahlstrom, "Evaluation of methods for the assessment of attention while driving", *Accident Analysis & Prevention*, vol. 114, pp. 40–47, 2018, <https://doi.org/10.1016/j.aap.2017.03.013>.
- [73] J. Xu, J. Min e J. Hu, "Real-time eye tracking for the assessment of driver fatigue", *Healthcare Technology Letters*, vol. 5, n. 2, pp. 54–58, 2018, <https://doi.org/10.1049/htl.2017.0020>.
- [74] T. Zhang, A. H. Chan, Y. Ba e W. Zhang, "Situational driving anger, driving performance and allocation of visual attention", *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, vol. 42, pp. 376–388, 2016, <https://doi.org/10.1016/j.trf.2015.05.008>.
- [75] T. Louw e N. Merat, "Are you in the loop? Using gaze dispersion to understand driver visual attention during vehicle automation", *Transportation Research Part C: Emerging Technologies*, vol. 76, pp. 35–50, 2017, <https://doi.org/10.1016/j.trc.2017.01.001>.
- [76] P. Bickel, R. Friedrich, A. Burgess et al., *HEATCO Proposal for Harmonised Guidelines*, Deliverable 1.1. Disponibile al link <https://bit.ly/2pxY19f> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018], 2006.
- [77] European Road Safety Observatory, *Annual Accident Report 2017*, Disponibile al link <https://bit.ly/2CPOVsP> [Online; ultimo accesso 17 novembre 2018], 2017.