



TESIS DOCTORAL

**DISEÑO DE UN SISTEMA TECNOLÓGICO DE
REGISTRO OCULAR INALÁMBRICO DE BAJO COSTE:
APLICACIÓN A LA ESCALADA DEPORTIVA**

JESÚS MORENAS MARTÍN

DEPARTAMENTO DE DIDÁCTICA DE LA EXPRESIÓN
MUSICAL, PLÁSTICA Y CORPORAL

Director: Dr. Vicente Luis Del Campo

2014



Facultad de Ciencias del Deporte, Cáceres.

Dpto. Didáctica de la Expresión Musical, Plástica y Corporal.

UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA.

VICENTE LUIS DEL CAMPO, Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte y Profesor Contratado Doctor del Área de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Extremadura.

CERTIFICA:

Que la memoria presentada por **D. Jesús Morenas Martín**, con el título “**DISEÑO DE UN SISTEMA TECNOLÓGICO DE REGISTRO OCULAR INALÁMBRICO DE BAJO COSTE: APLICACIÓN A LA ESCALADA DEPORTIVA**”, ha sido realizada bajo mi dirección durante los años 2010-2014, considerando que reúne las condiciones científicas necesarias para ser defendido y juzgado por el tribunal correspondiente, a fin de poder optar al grado de Doctor en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte por la Universidad de Extremadura.

Fdo. Dr. Vicente Luis del Campo
En Cáceres, a 10 de julio del 2014

*Sólo con el corazón se puede ver bien;
Lo esencial es invisible a los ojos.
Antoine de Saint-Exupéry,
El principito*



AGRADECIMIENTOS

“A toda esa gente que me ha hecho perder el tiempo y retrasar la lectura de esta Tesis de manera una u otra. Gracias a ellos soy quien soy y estoy donde estoy”.

Gracias de todo corazón.

En primer lugar a mi director, el Dr. Vicente Luis del Campo, mi más profundo agradecimiento, como director, compañero y amigo. Gracias por entender y respetar mis continuas faltas de perseverancia e intermitencias en el trabajo, y apostar por este bonito proyecto ayudándome a sacarlo de la nada, sin más ayuda que nuestro esfuerzo. Gracias por aguantar y estar al 100% en la trinchera y rescatarme de la deriva investigadora en la que me encontraba. Por hacer del laboratorio de Control Motor mi segundo hogar, dándome plena autonomía dentro de él y confiando en mis locuras.

A mis padres, por su esfuerzo y dedicación plena a sus tres hijos (desastrosos pero geniales). Por darnos la oportunidad de recibir una educación universitaria aún a sabiendas del gran esfuerzo que les ha supuesto. A mi padre, por no tener anillos que se le caigan para trabajar de lo que haga falta por sacar a su familia adelante. Por ser un “enrea” y hacerme mamar desde pequeño el arte de trabajar con las manos. Y por supuesto, como uno de los últimos encuadernadores artesanos que quedan hoy en día, por darle forma a mi trabajo, y que esta Tesis sea más que un libro. A mi madre por su insistencia en recordarnos día a día la importancia de los estudios, por enseñarme la importancia del esfuerzo y del trabajo duro, y que las cosas no se regalan. Gracias por ser la mayor fan de tus hijos.

A mis hermanos, por hacer que seamos un pack indivisible de tres. Por ser tan iguales y tan distintos y tan iguales. Vosotros, sois un verdadero referente a seguir (os sigo de lejos, pero os sigo...). A Paco, por ser el mayor e ir abriendo puertas a los que veníamos detrás. Gracias por contagiarme tu pasión por la naturaleza y en especial por la escalada. Por quitarme el miedo a desmontar, despiezar, destrozar y recomponer casi cualquier cosa, y hacer que donde los demás ven algo inservible yo vea un mundo de posibilidades. A Jofe, por ser un genio genial. Por tener una visión de la vida única y admirable, y unos enarbolar unos valores y principios que hago míos. Por darle la rigurosidad y verificar cada uno de los cálculos de esta Tesis, como el gran matemático y estadístico que eres.

A los habitantes del Buckingham Palace y miembros honoríficos, por crear un entorno inigualable para vivir, donde la solidaridad, la amistad, la empatía y las risas están a la orden del día; donde nunca sabes que sorpresa te espera al abrir la puerta. Donde tanto las alegrías y como las lágrimas son de todos. Faisca, por haber compartido tanto conmigo en todo este tiempo. Faicoxo, porque la “predrá” que tienes te hace genial. Mocholi, malabarista del Excel y gurú del método, por gastar innumerables

horas con mi trabajo. A mis frikis informáticos, Marco, por ayudarme a empezar con este proyecto, y a Luis, Barón de Sealand, por terminarlo. Gracias por entrar en Matrix una y otra vez para ayudarme con mis carencias en programación. Como rey, me siento orgulloso. Esta tesis, nació, creció y terminó aquí.

Al grupo de irreductibles galos del café de las 11 y cervecita de las 13:30 (Corzo, Julito, Faicoxo, Juanmi, Carlitos...) que día a día se acercan a la facultad a poner una pieza más en su puzle de investigación, o en el de un compañero, casi siempre de manera altruista.

A María José y a Hermán, por arrancarme de la silla y secuestrarme para hacer algo de deporte o para salir a tomar el aire, y por estar ahí siempre. Sois mis favoritos.

A todos mis amigos, los que estáis y los que os habéis ido, todos habéis dejado algo en mí.

A Pablo, Elena y Jean, compañeros de la UPO, por acogirme en Sevilla y cubrir continuamente mis despistes, y por facilitarme las clases para poder echarle más horas a esta Tesis. Os debo muchas!

A mis incondicionales Gordi y Fer, por ser mis compañeros de aventuras, además de ser los artífices del rocódromo donde se ha realizado esta Tesis. Os he echado de menos.

A Andresito y a todo el grupo de escaladores, gracias por vuestro tiempo y altruismo, y por responder siempre que os he necesitado.

A Marta, pilar fundamental en mi vida, por haber compartido muchos años conmigo y estar ahí en todo. Por haber hecho tan fácil lo que parecía imposible. Me ha encantado que hayas sido tú la que ha compartido este último periodo conmigo y poder leer juntos nuestras respectivas Tesis.

A Myriam, por ser mi mayor proyecto que he tenido nunca. Por ser como eres, por ilusionarme cada día, por sacarme una sonrisa en cualquier momento y ocuparte de todo mientras yo estaba sentado delante de un ordenador. Tú has sido la motivación para terminar esta Tesis y tener tiempo para otras cosas. Ahora que tengo tiempo para explorar no me imagino una mejor compañera de viaje.



INDICE

01. INTRODUCCIÓN	17
1.1. PRESENTACIÓN	19
1.2. ESQUEMA GENERAL DE LA INVESTIGACIÓN	21
1.3. APORTACIONES	22
02. MARCO TEÓRICO	25
2.1. CONTEXTUALIZACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN	27
<u>PARTE A: COMPORTAMIENTO VISUAL EN EL DEPORTE</u>	
2.2. LA INFORMACIÓN VISUAL EN EL CONTROL DEL MOVIMIENTO 30	30
2.2.1. Estructura anatómica del sistema visual.....	30
2.2.2. Control visual y movimientos oculares.	33
2.2.3. Procesamiento visual de la información.....	39
2.3. LA PERCEPCIÓN VISUAL EN EL DEPORTE	43
2.3.1. La Teoría Indirecta o del Procesamiento de la Información como marco explicativo de la Percepción Visual.....	43
2.3.2. La atención y su relación con la percepción visual en el deporte.....	47
2.3.3. Las habilidades visuales y su relación con el rendimiento deportivo.....	51
2.3.4. Las estrategias de búsqueda visual en el deporte.	53
2.3.5. Reportajes verbales y la percepción en el deporte	56
2.3.6. Estudios perceptivo-cognitivos realizados en escalada deportiva.....	55
<u>PARTE B. LOS SISTEMAS DE SEGUIMIENTO DE LA MIRADA</u>	
2.4. INTRODUCCIÓN Y CONCEPTO	60
2.5. HISTORIA DE LOS SISTEMAS	62
2.6. TÉCNICAS ACTUALES DE EYE TRACKING	66
2.6.1. Electro-oculografía.	66
2.6.2. Oculografía Infrarroja (IR).	68
2.6.3. Sistemas basados en reflejos de Purkinge.	69
2.6.4. Dispositivo magnético-esclerótico.	70
2.6.5. Sistemas basados en video.	72
2.6.6. Sistemas de reconocimiento de formas.	73
2.6.7. Métodos Basados en IR.	74
2.6.8. Métodos no basados en IR.	76

2.7. SISTEMAS DE SEGUIMIENTO DE LA MIRADA COMERCIALES DISPONIBLES EN LA ACTUALIDAD.....	78
2.8. SISTEMAS DE CÓDIGO ABIERTO Y BAJO COSTE.....	83
2.9. CRITERIOS DE CALIDAD DE UN SISTEMA DE SEGUIMIENTO DE LA MIRADA.....	85
03. OBJETIVOS E HIPÓTESIS:.....	87
3.1. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.....	89
3.1.1. Respecto al proceso de validación y fiabilidad del <i>eye tracker</i> :	89
3.1.2. Respecto a la fase de aplicación en escalada deportiva	89
3.2. HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN.....	90
3.2.1. Respecto al proceso de validación y fiabilidad del <i>eye tracker</i>	90
3.2.2. Respecto a la fase de aplicación en escalada deportiva.....	90
04. MÉTODO.....	91
<u>PARTE A: DESARROLLO DEL SISTEMA DE REGISTRO OCULAR A NIVEL DE HARDWARE y SOFTWARE</u>	
4.1. HARDWARE.....	94
4.1.1. Introducción.....	94
4.1.2. Desarrollo.....	94
4.1.2.1. <i>Sensor CMOS</i>	95
4.1.2.2. <i>Micro-controlador</i>	99
4.1.2.3. <i>Comunicación entre el dispositivo y el ordenador</i>	99
4.1.2.4. <i>Conexión inalámbrica</i>	103
4.1.2.5. <i>Iluminación</i>	106
4.1.3. Prototipos.....	113
4.1.3.1. <i>Primer prototipo</i>	114
4.1.3.2. <i>Segundo prototipo (inalámbrico)</i>	116
4.2. SOFTWARE.....	121
4.2.1. Introducción.....	121
4.2.2. Desarrollo del software.....	122
4.2.2.1. <i>Modelo del ojo</i>	122
4.2.2.2. <i>Captura del ojo</i>	126
4.2.2.3. <i>Captura del entorno</i>	131

4.2.2.4. Calibración.....	131
4.2.2.5. Corrección Efecto Paralaje (Parallax)	139
4.2.2.6. Límites en la precisión.....	141
4.3. VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL SISTEMA TECNOLÓGICO CREADO PARA EL REGISTRO DE LAS FIJACIONES VISUALES	143
4.3.1. Introducción.....	143
4.3.2. Pruebas de validez.....	145
4.3.3. Pruebas de fiabilidad.	152
4.3.3.1. Consistencia entre participantes.	152
4.3.3.2. Consistencia entre mediciones.....	153
4.3.3.3. Consistencia entre condiciones de luminosidad.....	154
4.3.2.4. Desfase (Lag)	156
<u>PARTE B: APLICACIÓN A LA ESCALADA</u>	
4.4. MUESTRA DE ESTUDIO.....	158
4.5. INSTRUMENTAL.....	160
4.5.1. Sistema tecnológico para el registro del comportamiento visual de los escaladores.....	160
4.4.2. Rocódromo modulable para donde ejecutar la tarea de los escaladores.....	162
4.5.3. Material empleado para la medición de variables antropométricas y de rendimiento.	165
4.5.4. Situación de investigación para la simulación en laboratorio de la situación de competición de bloque.....	167
4.6. VARIABLES DE ESTUDIO.....	170
4.6.1. Variables dependientes.	170
4.6.2. Variables independientes.	174
4.6.3. Variables contaminantes.	174
4.7. DISEÑO.....	176
4.7.1. Procedimiento.....	171
4.7.2. Acciones posteriores a la toma de datos.....	178
4.7.2.1. Análisis del comportamiento visual de los sujetos experimentales.....	178
4.7.2.2. Preparación de datos en el análisis del comportamiento visual, respuesta motora, verbalización y variables antropométricas y de rendimiento de los sujetos experimentales.....	180

05. RESULTADOS	183
5.1. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	185
5.2. RESULTADOS	187
<u>FASE A: PRUEBAS DE VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL SISTEMA DE</u>	
<u>REGISTRO OCULAR</u>	
5.2.1. Pruebas de normalidad.....	187
5.2.2. Prueba de validez.....	188
5.2.3. Pruebas de fiabilidad.....	194
5.2.3.1. <i>Consistencia entre participantes</i>	194
5.2.3.2 <i>Consistencia entre condiciones de luminosidad</i>	194
5.2.3.3 <i>Consistencia entre mediciones</i>	195
<u>FASE B: APLICACIÓN A LA ESCALADA DEPORTIVA</u>	197
06. DISCUSIÓN	209
07. CONCLUSIONES	215
08. PRÓNOSIS DE LA INVESTIGACIÓN	219
09. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	225
010. ANEXOS	257

INDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Corte horizontal del globo ocular izquierdo (tomado de Innova Ocular, 2014).....	31
Figura 2.2. Capas celulares de la retina (Imagen modificada de Lanzón, 2013).....	32
Figura 2.3. Músculos extrínsecos del ojo derecho (tomado de Frank y Netter, 2007).....	35
Figura 2.4. Divisiones del córtex visual de los lóbulos occipital, parietal, temporal, frontal y del córtex inferior temporal (tomado de Vickers, 2007).....	40
Figura 2.5. Teoría del esquema o patrón motor (Schmidt, 1988).	46
Figura 2.6. Esquema de un comportamiento visual típico en deportes abiertos (tomado con modificaciones de Moreno et al., 2001).	55
Figura 2.7. Principales aplicaciones de los sistemas de seguimiento de la mirada (tomado de Vickers, 2004).	61
Figura 2.8. Equipo diseñado por Buswell (1935) (<i>a</i>), registro (<i>b</i>) y mapa de fijaciones (<i>c</i>), tomado de Lukander (2003).	63
Figura 2.9. Sistema de registro ocular de Hartidge y Thompson (1948) acoplado a la cabeza (tomado de Lukander, 2003).	64
Figura 2.10. Detalle del dispositivo montado por Yarbus (1954) para mantener el ojo abierto (tomado de Lukander, 2003).	65
Figura 2.11. Ejemplos de los primeros dispositivos con libertad de movimiento de la cabeza (tomado de Lukander, 2003).	65
Figura 2.12. Configuración típica de un electrodo de EOG (adaptado de Grüsser, 1983).....	67
Figura 2.13. Esquema de medición IROG (adaptado de New Zealand Brain Research Limited, 2003).	68
Figura 2.14. Reflejos de Purkinje (adaptada de Barry, Backes, y Pongs, 1998).....	69
Figura 2.15. Lentillas con bobina magnética y su colocación en el ojo del sujeto (tomado de Chronos Vision, 2014).	71
Figura 2.16. Funcionamiento del sistema de bobina (adaptado de Apkarian et al., 1999).....	72
Figura 2.17. Detección del centro de la pupila (cruz roja) y refracción corneal (cruz azul).....	73
Figura 2.18. Diferencias en la nitidez de la pupila con diferentes fuentes de iluminación: luz infrarroja (<i>a</i>) y luz natural (<i>b</i>).	74
Figura 2.18. Método de pupila brillante y pupila oscura (tomado de Babcock, 2005).....	75
Figura 2.19. Algoritmo Starburst, basado en el modelo RANSAC, con detección de posibles formas candidatas a pupila (<i>a</i>), detección de bordes de la pupila (<i>b</i>) y superposición de elipse que mejor se ajusta al contorno de la pupila (<i>c</i>).	76
Figura 4.1. Esquema de funcionamiento de un sensor CCD (tomado de Liarte, 2009).....	95
Figura 4.2. Esquema de funcionamiento de un sensor CMOS (tomado de Liarte, 2009).....	96
Figura 4.3. Mini cámara utilizada en el primer prototipo.	97
Figura 4.4. Micro-cámara utilizada tanto en la cámara del ojo como en la cámara frontal (arriba-izq.) y sensor CMOS de 1/4' (arriba-dra.). Abajo las dimensiones del dispositivo.	98
Figura 4.5. Micro-controlador utilizado en nuestro dispositivo.	99
Figura 4.5. Diferentes puertos candidatos para ser utilizados con nuestro dispositivo: IEEE 1394 Firewire (<i>a</i>), USB (<i>b</i>) y Ethernet (<i>c</i>).	101
Figura 4.6. Micro emisor de audio y video (<i>a</i>), receptor A/V (<i>b</i>) y los cuatro canales de salida del receptor (<i>c</i>) empleados en el sistema de registro ocular.	104
Figura 4.7. Capturadora EasyCAP modelo DC60 (<i>a</i>), capturadora desmontada (<i>b</i>), decodificador de video silan SC8113 (<i>c</i>) y procesador de video STK1160 (<i>d</i>) utilizados en el sistema de registro ocular.	105
Figura 4.8. Detalle de pupila difusa con luz natural (izq.) y pupila nítida (dra.) tras eliminar reflejos con el uso de luz infrarroja y filtro.	106
Figura 4.9. Diagrama del espectro de luz visible dentro del rango total de ondas electromagnéticas....	106
Figura 4.10. Detalle de la modificación del LED con forma aplanada para aumentar el ángulo de iluminación.	107
Figura 4.11. Proceso de eliminación del filtro IR de la lente de la cámara y sustitución por filtro de espectro visible.	108
Figura 4.12. Espectro de luz natural (tomado de NUI Group, 2009).	108
Figura 4.13. Espectro de luz emitida por un tubo de neón (tomado de NUI Group, 2009).	109
Figura 4.14. Espectro de luz emitida por nuestro LED IR (tomado de NUI Group, 2009).	109
Figura 4.15. Filtro de película fotográfica (tomado de NUI Group, 2009).	110
Figura 4.16. Filtro profesional NIR 850DF28 (tomado de NUI Group, 2009).....	111

Figura 4.17. Filtro de webcam (tomado de NUI Group, 2009).....	111
Figura 4.18. Superficie de un disquete de 3,5 (tomado de NUI Group, 2009).....	112
Figura 4.19. Resistencia variable con un valor máximo de 470K Ω	112
Figura 4.20. Dispositivo OpenEyes montado en la cabeza (a). Detalle mochila con ordenador portátil (b). Detalle de las cámaras del dispositivo (c). Detalle de las controladoras Firewire de las cámaras (d) (tomado de Li et al. 2006).	113
Figura 4.21. Prototipo de Pupil Headset, construido con las cámaras de dos dispositivos XboxLive™ por Kassner y Patera (2012).	114
Figura 4.22. Sujeto voluntario probando el primer prototipo acoplado a su cabeza.....	115
Figura 4.23. Componentes electrónicos utilizados en el segundo prototipo: microcámara (a), LED IR modificado (b), resistencia variable y su eje (c y d), diferentes resistencias de carbono (e), Microcontrolador (f), Emisor A/V (g) y micro interruptor (h).	117
Figura 4.24. Dibujo esquema eléctrico del segundo dispositivo utilizado.....	117
Figura 4.25. Proceso de montaje del segundo dispositivo: Soldado de resistencia regulable (a) y microcontroladora (b), perforación de estructura para hacer hueco a los componentes (c), colocación del micrófono y distribución de cables (d), instalación del LED (e) y prototipo en fase final de acabado (f).	118
Figura 4.26. Prototipo final terminado con el que se lleva a cabo la fase de validez y fiabilidad del dispositivo de medida.	119
Figura 4.27. Esquema de funcionamiento del sistema tecnológico creado para el registro de las fijaciones visuales.	120
Figura 4.28. Sistema completo en funcionamiento: (a) gafas, (b) receptor A/V, (c y d) capturadoras, (e) monitor de calibrado, (f) ventana visión cámara frontal y (g) imagen de la cámara del ojo.....	120
Figura 4.29. Modelo geométrico simplificado para el ojo y la dirección de la mirada (tomado de Wang et al., 2005).	123
Figura 4.30. Ejemplos de rotaciones del ojo en diferentes posiciones (a, b, c) en un plano paralelo al plano de la cámara y elipses resultantes desde la perspectiva de la cámara.....	124
Figura 4.31. Elipse resultante en 2D a partir de varias rotaciones de un círculo.....	124
Figura 4.32. Parámetros que definen una elipse (tomado de Mohammadi y Raie, 2013b).....	125
Figura 4.33. Eje de coordenadas con el modelo y los diferentes parámetros utilizados.....	126
Figura 4.34. Detección del contorno de la pupila mediante RANSAC en diferentes pasos según Li y Parkhurst (2006).	129
Figura 4.35. Imagen sin tratar, con el punto de reflexión corneal (a). Imagen en escala de grises con el punto de reflexión corneal eliminado (b). Transformación a imagen monocromática (c). Detección del contorno y dibujo de la elipse (d).....	130
Figura 4.36. Representación esquemática de la configuración del actual sistema de registro ocular y de cómo se establecen los sistemas de referencia para calcular el punto de fijación.....	132
Figura 4.37. Representación de la nube de puntos a través de un plano simple resultante en las ecuaciones polinómicas multivariadas de primer grado.	133
Figura 4.38. Ejemplo de representación de la nube de puntos a través de una superficie curva resultante en las ecuaciones polinómicas multivariadas de segundo grado.	134
Figura 4.39. Panel con las diferentes configuraciones de 5, 9, 13 y 15 puntos utilizadas en los procedimientos habituales de calibración (tomado de Cerrolaza, Villanueva, y Cabeza, 2012).....	135
Figura 4.40. Detalle de marcador utilizado para la calibración (a) y secuencia de desplazamiento del marcador con calibrado en pantalla durante situaciones cercanas (b).	136
Figura 4.41. Ejemplo de marcador detectado en la imagen de la cámara frontal.	137
Figura 4.42. Ejemplo de detección correcta de un punto (arriba) a partir del marcador y pupila e incorrecta (abajo) contando sólo con la pupila.....	138
Figura 4.43. Identificación de la distancia de calibración y de visualización para el cálculo del efecto de paralaje.....	140
Figura 4.44. Ejemplo de validación en base al algoritmo de Li (2006), donde la cruz roja marca la posición de los marcadores de referencia y en azul las fijaciones proporcionadas por el sistema	141
Figura 4.45. Posición inicial de los participantes durante el proceso de calibración del sistema.....	146
Figura 4.46. Detalle de marcador graduado utilizado en la prueba de validez del dispositivo.....	146
Figura 4.47. Plantilla de proyección de 4x3 m utilizada durante la prueba de validez y su visualización por parte de un sujeto.....	147
Figura 4.48. Perspectiva de visión del sujeto y cono de visión resultante según la dirección del vector	

de la mirada.....	148
Figura 4.49. Efecto del error de perspectiva en la visión oblicua al plano de calibración.....	148
Figura 4.50. Ejemplo de cálculo del tamaño percibido, tras las operaciones trigonométricas, para los puntos 1, 3, 11 y 13.....	149
Figura 4.51. Ejemplo de localización del punto de fijación visual en el mapa global (arriba) y en el mapa local (abajo)	152
Figura 4.52. Escalador participante en la prueba de fiabilidad del sistema de registro ocular entre participantes.....	153
Figura 4.53. Un escalador realizando una prueba de estabilidad con las gafas colocadas mientras realiza una secuencia de movimientos sobre el rocódromo.....	154
Figura 4.54. Sujeto en diferentes situaciones de iluminación. De izquierda a derecha y de arriba a abajo: Interior baja, interior alta, exterior baja y exterior alta.....	155
Figura 4.55. Grabación de la escena y del sistema procesando la escena. Rodeado en rojo el reflejo del láser en situación real y rodeado en amarillo el láser en la escena recogida por la cámara frontal 0,09 segundos más tarde.....	156
Figura 4.56. Detalle de la cámara de la escena (izq.) y del ojo (dra.) empleada en el sistema tecnológico de registro ocular.....	160
Figura 4.57. Imagen del sistema con ordenador e imagen de una ventana de video final.....	161
Figura 4.58. Entorno <i>Xfce</i> de escritorio corriendo en <i>Xubuntu 13.10 Saucy Salamander</i>	162
Figura 4.59. Rocódromo creado e instalado en el Laboratorio de Aprendizaje y Control Motor.....	163
Figura 4.60. Técnicos y autor trabajando en las diferentes fases de construcción del rocódromo.....	164
Figura 4.61. Ejemplos de presas de resina utilizadas en el rocódromo de investigación.....	164
Figura 4.62. Detalle de la báscula (izq.) y cinta métrica (dra.) empleadas en la investigación.....	165
Figura 4.63. Detalle de dinamómetro de presión manual utilizado en la medición.....	166
Figura 4.64. Sistema para la medición de la fuerza de dedos específica en escaladores.....	166
Figura 4.65. Detalle de la cámara Fantec BeastVision HD.....	167
Figura 4.66. Bloque utilizado en la medición, en verde la ruta más sencilla y original, en rojo las presas trampa añadidas que podían inducir a error.....	169
Figura 4.67. Variables dependientes presentes en la situación de investigación.....	170
Figura 4.68. Mapa de localizaciones en el rocódromo. En verde las presas de mano, en azul las de pie y en rojo las presas “trampa”	171
Figura 4.69. Secuencia de manos ideal a la hora de realizar la escalada de la ruta.....	171
Figura 4.70. Diferentes fases incluidas en el procedimiento de medición: Medición antropometría (a). Colocación de gafas (b). Instrucciones sobre el proceso de calibrado (c). Proceso de calibrado (d). Sujeto colocado de espaldas al rocódromo recibiendo instrucciones (e). Fase de observación (f). Fase de verbalización (g). Fase de ejecución (h).....	178
Figura 4.71. Programa “Extractor de fijaciones” en funcionamiento.....	179
Figura 4.72. Ejemplo de plantilla de entrada de datos del comportamiento visual de un sujeto experimental en archivo Office Excel 2010.....	180
Figura 5.1. Distancia de separación entre la posición de los 13 marcadores en el espacio y los puntos de fijación registrados con el instrumento de medida en la muestra de 30 participantes.....	189
Figura 5.2. Número de ocasiones en el que el grupo avanzado realiza una fijación visual de una presa a otra del rocódromo.....	198
Figura 5.3. Número de ocasiones en el que el grupo intermedio realiza una fijación visual de una presa a otra del rocódromo.....	199
Figura 5.4. Localización de las presas con diferencias en el número y tiempo de fijación entre grupos de escaladores.....	201
Figura 5.5. Número de fijaciones del grupo <i>avanzado</i> en cada presa del rocódromo.....	203
Figura 5.6. Número de fijaciones del grupo <i>intermedio</i> en cada presa del rocódromo.....	204
Figura 5.7. Tiempo de fijaciones (en ms) del grupo <i>avanzado</i> en cada presa del rocódromo.....	205
Figura 5.8. Tiempo de fijaciones (en ms) del grupo intermedio en cada presa del rocódromo.....	206
Figura 8.1. Micro cámaras que podemos encontrar en cualquier dispositivo móvil hoy en día.....	222
Figura 8.2. Detección de segmentos corporales mediante OpenCV (arriba) (tomado de Stack Exchange (2013) y detección de objetos (abajo) (tomado de Robolab, 2014).....	223
Figura 8.3. Detalle de una prueba realizada con el software funcionando con marcadores delimitando presas.....	224

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Relación de estudios con diferentes límites espaciales y temporales del concepto de fijación (Navia, 2013).....	37
Tabla 2.2. Diferentes sistemas comerciales y sus principales características.....	79
Tabla 2.3. Diferentes sistemas de bajo coste y sus principales características.....	83
Tabla 3.1. Características técnicas de la cámara.....	98
Tabla 3.2. Diferentes puertos y sus características.....	102
Tabla 4.1. Las variables antropométricas y del nivel de fuerza de los dedos en ambas manos.....	158
Tabla 4.2. Proceso de preparación de datos respecto a las variables dependientes del estudio.....	181
Tabla 5.1. Distancia de separación (DS) media en los 30 participantes entre el punto local registrado con el instrumento de medida y el centro del marcador en cada uno de los 13 marcadores (marc.), expresados en diferentes unidades de medida (píxeles, ° arco visual y cm).....	190
Tabla 5.2. Distancia de separación (DS) entre el punto local registrado con el instrumento de medida y el centro de los 13 marcadores (marc.) en las 4 condiciones de iluminación (exterior-alta: EA, exterior-baja: EB, interior-alta: IA, interior-baja: IB) expresados en diferentes unidades de medida (píxeles, ° arco visual y cm).....	192
Tabla 5.3. Distancia de separación (DS) entre el punto local registrado con el instrumento de medida y el centro de los 13 marcadores (marc.) en los dos test de registro, pre- y post- ejecución de una prueba de escalada real en rocódromo, expresados en diferentes unidades de medida (píxeles, ° arco visual y cm).....	193
Tabla 5.4. Tabla de la media de error de los 30 sujetos en los 13 puntos.....	318
Tabla 5.5. Estadísticos descriptivos en la prueba de ANOVA de medidas repetidas en la muestra de 5 participantes y 4 condiciones de iluminación, en cada uno de los 13 puntos del sistema de validación.....	195
Tabla 5.6. Tabla para las pruebas en diferentes condiciones de luminosidad.....	320
Tabla 5.7. Estadísticos descriptivos en la prueba de ANOVA de medidas repetidas en la muestra de 5 participantes y 4 condiciones de iluminación, en cada uno de los 13 puntos del sistema de validación.....	196
Tabla 5.8. Estadísticos descriptivos (M y DT) de aquellas variables perceptivas, comportamentales y de atención que muestran diferencias entre el grupo de escaladores de Nivel <i>avanzado</i> e <i>intermedio</i>	200



01 **CAPÍTULO**

02 **INTRODUCCIÓN**

03

04

05

06

07

08

09

10

1.1. PRESENTACIÓN

En la actualidad, los sistemas existentes para el seguimiento de la mirada (*Eyetracking Systems*) plantean dos problemas principales: i) su precio es excesivo o ii) son demasiado invasivos para su uso rutinario. Algunas técnicas requieren de elementos especiales (e.g., lentes de contacto, electrodos o marcadores) que deben ser acoplados a los ojos o piel del usuario. Otras precisan que el sujeto mantenga la posición de la cabeza durante todo el proceso de medición o transportar un pesado equipo. Todas estas técnicas provocan una fatiga precoz del usuario, lo que influye en el proceso de investigación (Surakka, Illi, y Isokoski, 2004; Spakov 2005).

Las técnicas basadas en video, con dispositivos montados sobre la cabeza del usuario (van der Geest y Frens, 2001; Jacob y Karn, 2003; Hansen y Hansen, 2005; Babcock, 2005; Ramanauskas, 2006; Li y Parkhurst, 2006) han permitido reducir esta invasión del sujeto, gracias a la miniaturización de las cámaras, y por consiguiente, del tamaño y peso de estos dispositivos. Éstas permiten además ampliar el rango de movimientos del usuario.

Salvado el problema de la invasión, el mayor problema es el del alto coste de los dispositivos. Los sistemas de seguimiento de la mirada de tipo móvil que se pueden encontrar en el mercado comienzan a partir de los 15.000€ (ASL™ EyeTrac6 Eyehead), y si además se desea contar con la característica inalámbrica, el precio asciende hasta los 45.000€ (Tobii™ Glasses Eye Tracker). Claramente, el alto precio de estos dispositivos no es debido al hardware, pues el precio de las cámaras y otros componentes ha bajado exponencialmente en los últimos años. El precio está más asociado al software que se proporciona con estos dispositivos, así como al diseño. Estos programas, aunque muy completos, son raramente modificables para adaptarlos a distintas necesidades, ya que suelen ser de código cerrado y casi la totalidad de ellos corren sobre MicroSoft™ Windows, con el coste de licencia añadido que ello supone.

Todo lo anterior hace que los sistemas de seguimiento de la mirada actuales estén fuera del alcance de muchos de los centros de investigación o empresas, debido al alto coste del producto y a las dificultades actuales de acceso a la financiación. La finalidad de la presente Tesis Doctoral es desarrollar de un dispositivo móvil, inalámbrico, y de bajo coste para el estudio de los movimientos oculares y su aplicación

al deporte. El diseño de dispositivos de bajo coste ya fue abortado en anteriores proyectos pero sin resultado positivo ya que no fueron finalmente concluidos o no se pusieron al alcance de la comunidad (Li, Babcock, y Parkhurst, 2006; Ryan, Duchowski, y Birchfield, 2008). El desarrollo del actual sistema tecnológico de registro ocular se basa en un software de código abierto. El sistema, continuando el trabajo de proyectos anteriores inacabados, ha desarrollado un dispositivo móvil de bajo coste para el estudio de la mirada, incluyendo la característica inalámbrica. En concreto, el software de código abierto está basado en los proyectos CvEyeTracker 1.2.5 y Pupil 3.7, y que se distribuye a la comunidad en un paquete bajo licencia GPL. Además, este software corre sobre entorno GNU/Linux, un sistema operativo libre y gratuito. La combinación de ambos proporciona un sistema integral para el estudio de la percepción visual por un coste no superior a los 100 €.

1.2. ESQUEMA GENERAL DE LA INVESTIGACIÓN

A continuación exponemos las tareas llevadas a cabo durante todo el periodo que abarca toda la presente tesis doctoral:

PRIMERA FASE: Actualización documental.

- Revisión bibliográfica y documental.
- Estudio y análisis de los diferentes sistemas de análisis empleados en el registro de los movimientos oculares.
- Determinación del objeto e hipótesis de estudio.

SEGUNDA FASE: Diseño del hardware.

- Estudio de las características del soporte.
- Obtención de los primeros prototipos, identificación de problemas y correcciones.
- Realización de pruebas de validez y fiabilidad.
- Fabricación del dispositivo final.

TERCERA FASE: Diseño del software.

- Elección del algoritmo a utilizar.
- Modificación y reescritura del código.
- Identificación de problemas y correcciones.
- Pruebas de validez y fiabilidad.
- Obtención de la versión *RC*.

CUARTA FASE: Discusión y difusión futura de informes. Seguimiento.

- Medición de los participantes.
- Análisis de datos.
- Actualización documental y contraste con los principales resultados encontrados.
- Elaboración de informes a técnicos y entrenadores deportivos.
- Redacción de nuevas propuestas y ampliación de objetivos.
- Publicación de resultados en foros específicos de investigación o de carácter técnico.

1.3. APORTACIONES

Dentro del estado actual de investigación y desarrollo tecnológico en el área de la percepción visual y los sistemas de seguimiento de la mirada, este trabajo aporta un sistema integral de bajo coste, basado en software de código abierto, con un sistema de calibrado sencillo. El dispositivo es además inalámbrico, permitiendo un registro a distancia, teniendo una gran autonomía. Al ser un diseño liviano y ajustable, permite todo rango de movimientos del sujeto, y no limita su rango de desplazamiento.

El sistema está basado en el software de código abierto CvEyeTracker 1.2.5 y pupil 3.7 creados por Li et al, (2006) y Kassner y Patera (2012). Estos sistemas estaban diseñados para trabajar con cámaras con conexión IEEE 1394 (firewire), un puerto destinado a desaparecer y no presente en la mayoría de computadoras o bien por USB. El código fue modificado para que pudiera trabajar con el puerto estandarizado USB 2.0 (Universal Serial Bus), ya que la totalidad de los computadores hoy en día lo incluyen. Esta característica permite conectar cualquier cámara USB a nuestro computador y ser reconocida por el software, siempre que cumpla los estándares V4L (Video for Linux), así se posibilita que cada usuario diseñe su propio dispositivo con sus propias cámaras adaptándolo a sus necesidades.

La combinación de desarrollo tecnológico y precio permitirá a centros de investigación dotarse de un nuevo sistema portable, inalámbrico y de bajo coste para el estudio de las estrategias visuales, además de cumplir con el propósito de transferir conocimiento en la creación, generación, uso, procedimiento y análisis de un nuevo sistema de tecnología aplicado al deporte. Además se pone a disposición de la comunidad una plataforma estable y precisa sobre la cual los investigadores puedan desarrollar nuevos sistemas o adaptarlo a sus necesidades.

En la actualidad existen numerosos estudios que han estudiado diferentes variables relacionadas con el rendimiento en escalada deportiva, la mayoría relacionadas con el estudio de la fuerza (Quaine y Vigouroux, 2004; Morenas, Luis, Leyton, Gómez-Valadés y Gómez, 2013), la antropometría (Balas, Pecha, Martin, & Cochrane, 2012; Grant, Hasler, Davies, Aitchison, Wilson y Whittaker, 2001; Tomaszewski, Gajewski y Lewandowska, 2011), la biomecánica (Fuss y Niegl, 2010) o de aspectos psicológicos (Pezzulo, Barca, Bocconi, y Borghi, 2010; Sanchez, Lambert, Jones, y Llewellyn, 2012).

Si bien, el estudio de las variables perceptivas no ha sido tratado con anterioridad por la investigación científica. Apenas existen estudios que hayan analizado las estrategias visuales de escaladores. Destaca el de Sánchez et al. (2012) quienes muestran una comparación entre dos grupos de escaladores, un grupo al que se les permite pre-visualizar la ruta y otro a los que no, concluyendo que la habilidad de inspeccionar y analizar visualmente una ruta de escalada es un factor de rendimiento, pero que debe de ser entrenada. El presente trabajo de investigación además de la aportación tecnológica, contribuye a desarrollar nuevo conocimiento en las Ciencias del Deporte. Así, la aportación se concreta en conocer el rol que tiene la percepción visual en el control del movimiento (e.g., ¿una percepción eficaz del rocódromo contribuye a que el participante realice una mejor selección de apoyos y por tanto los movimientos sean más seguros?), y en el rendimiento deportivo en particular (e.g., ¿una percepción eficaz del rocódromo ayuda a que el escalador llegue antes al final de la vía de escalada sin caerse?), en función del nivel y experiencia deportiva de los escaladores participantes.



01

02 CAPÍTULO

MARCO TEÓRICO

03

04

05

06

07

08

09

10

2.1. CONTEXTUALIZACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN.

Esta Tesis Doctoral se enmarca dentro de los campos científicos de la Psicología Experimental (6106.09 Procesos de Percepción) y de la Tecnología de la Instrumentación (3311.11 Instrumentos Ópticos y 3311.13 Aparatos Científicos) que la UNESCO realiza en su clasificación y nomenclatura para la Ciencia y la Tecnología. Dentro de las Ciencias de la Motricidad Humana se ubica en el área científica aplicada del Control Motor (Oña, Martínez, Moreno, y Ruiz, 1999). Esta área científica investiga cómo se producen las complejas interacciones entre los sistemas motor, sensorial y biomecánico en la generación, organización y control del movimiento. Por tanto, se encarga del estudio y análisis de los modos en los que el movimiento es aprendido y controlado a partir de mecanismos neurales y psicológicos.

La orientación teórica de la Tesis será la de Psicología Cognitiva en su aproximación a cómo las personas controlan sus habilidades motrices en base a la información visual percibida. Esta área científica permite obtener información del entorno, de cómo esa información es almacenada en memoria por el cerebro y cómo el conocimiento es usado para resolver problemas (Solso, 1995). Se dedica al estudio de cómo las personas perciben, aprenden, recuerdan y piensan información del mundo exterior (Sternberg, 2003). Por ejemplo, ¿cómo los escaladores usan la información del sistema perceptivo para identificar la vía de escalada más adecuada y así alcanzar rendimiento deportivo; es decir reptar por la vía sin caerse y en el menor tiempo posible?.

Los principios de la Psicología Cognitiva han enfatizado la auto-regulación de los movimientos con referencia a conceptos antropométricos tales como los esquemas y programas. Estas representaciones tratan de explicar cómo los grados de libertad del sistema motor humano están regulados por algoritmos internos (Bernstein, 1967). Entre los modelos comprensivos más destacados de esta aproximación cognitiva destacan cronológicamente los de Schmidt (1988), Schmidt y Wrisberg (2004), Schmidt y Lee (2005). En esta aproximación científica resulta clave el concepto de *información* donde, usando los silogismos de los programas de computación, los bucles de información son trazados en 3 etapas: i) procesamiento perceptivo, ii) toma de decisiones y selección de la respuesta, y iii) programación y ejecución de la respuesta.

La presente Tesis se centrará en la primera etapa de procesamiento perceptivo a fin de conocer como el procesamiento neural de la información visual coopera y se integra con el sistema motor. La habilidad de los deportistas para usar esta información visual y generar comandos apropiados de movimiento dará lugar la coordinación visomotora (McLeod, 1994).

Por tanto, a partir de la *Teoría o de Procesamiento de Información* (Neumann y Prinz, 1990; Williams, Davids, Burwitz, y Williams, 1992) se abordará la medición y análisis de la información visual. En concreto, desde las sub-áreas científicas de: i) *Sensación y Percepción* que explican cómo procesamos información sensorial en breves períodos de tiempo, generalmente menores a 100 ms; ii) *Atención* que explica los procesos de activación de la información visual relevante para todas las fases del control de la información y cómo se procesa en tiempos próximos a los 200 ms; y iii) *Memoria* en los procesos relacionados con el almacenamiento y recuperación de la información y cómo la usamos para guiar nuestras acciones motrices (Oña et al., 1999; Vickers, 2007). En esta línea se prestará especial atención al control visual que realizan los escaladores durante una tarea objetivo o *targeting tasks* (Newell, 1990; Newell y McDonald, 1994; Williams, Janelle, y Davids, 2004) como es la percepción visual previa de una vía de escalada en rocódromo. Una visualización-lectura correcta de los posibles agarres-puntos de apoyo a ejecutar posteriormente con manos y pies podría ayudar a los escaladores a: i) seleccionar el desplazamiento o camino más eficaz a seguir, ii) elegir las reptas más adecuadas en función de la localización de las presas, iii) conseguir mejores medidas de rendimiento en la tarea mediante un menor número de intentos y tiempo empleado en llegar al punto final del recorrido.

En síntesis, la Tesis abordará como la información percibida por el sistema visual contribuye a que escaladores de diferente nivel trepen de forma rápida y precisa en una ruta de escalada deportiva en la modalidad de *bloque* (i.e., realizada sin cuerda y a altura moderada) realizada en rocódromo y previamente visualizada. El paradigma de análisis de las estrategias de búsqueda visual en escaladores de diferente nivel deportivo, durante la percepción de una vía de escalada, y su relación con otros procesos cognitivos tales como la atención y la memoria, constituye el entramado teórico sobre el que se asienta la presente Tesis Doctoral.

Dada las características específicas del deporte de la escalada, en la que se realizan movimientos dinámicos de amplio rango a cierta altura, se precisa de un sistema que permita registrar los datos de manera eficaz y precisa pero que a la vez no reste movilidad al escalador, no sea invasivo y permita realizar ese registro desde cierta distancia. Existen algunos dispositivos en la actualidad que podrían cubrir algunas de nuestras necesidades (e.g., Mobile Eye Tracking-Tobii Glasses, Mobile Eye-XG ASL Eye Tracking Glasses, SMI Eye Tracking Glasses 2.0) pero el precio es demasiado elevado. Por tanto, la segunda finalidad de la Tesis será diseñar, validar y construir un sistema inalámbrico, fiable y de bajo coste de registro ocular. El desarrollo de esta aplicación tecnológica al deporte constituye su principal aportación práctica y entronca con el otro campo científico incluido en la Tesis como es el de la Tecnología de la Instrumentación.

PARTE A: COMPORTAMIENTO VISUAL EN EL DEPORTE.

2.2. LA INFORMACIÓN VISUAL EN EL CONTROL DEL MOVIMIENTO.

2.2.1. Estructura anatómica del sistema visual.

Los ojos son los encargados de proporcionarnos visión, y es uno de los canales principales de obtención de información del cerebro. Actúan conjuntamente y sirven para recoger puntos de luz reflejados de los objetos. De fuera a dentro, las tres partes del globo ocular son la esclerótica, coroides y retina (figura 2.1). La esclerótica está formada por tejido fibroso blanco y duro, excepto su porción anterior denominada córnea, que es de color transparente y se localiza sobre la parte coloreada del ojo, el iris. El iris, que está formado por fibras musculares radiales y circulares, reproduce una estructura con forma de rosquilla en cuyo orificio del centro pasa la luz a través del cristalino llamado pupila. La túnica media del ojo, o coroides, contiene gran cantidad de vasos sanguíneos y pigmentos, destacando en su porción anterior las estructuras del cuerpo ciliar y el iris. El cuerpo ciliar está formado también por fibras musculares radiales y circulares que, junto a otros ligamentos, mantienen al cristalino en su sitio.

Por último, la retina, o parte interna del globo ocular está funcionalmente organizada para que la máxima resolución del detalle del espacio pueda ser obtenido en un punto o área de clara visión. Esta pequeña área se llama fovea y está situada en la parte central de la mácula o zona central de la retina. Debido al área pequeña de la fovea, el área que cubre y gracias a la cual podemos ver con precisión es muy pequeña, alrededor de los 2°-3° de ángulo visual. Un decremento en la precisión ocurre con un incremento de la distancia angular respecto de la fovea. La actuación decae a un 50% con 2,5 grados de arco, a un 25% a 7 grados y a un 4% en la periferia extrema (Ruch, 1965).

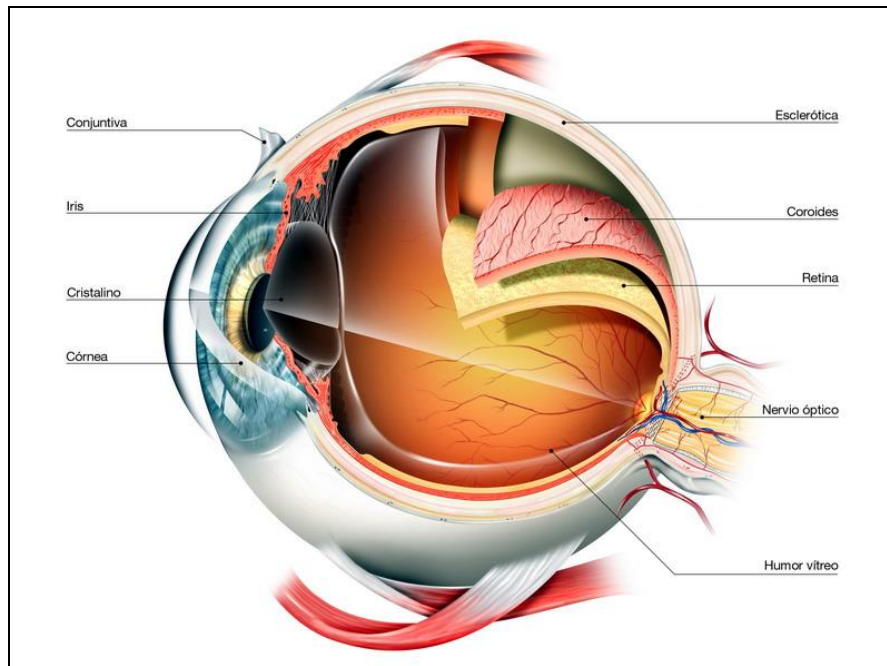


Figura 2.1. Corte horizontal del globo ocular izquierdo (tomado de Innova Ocular, 2014).

La retina es la parte más sensible del ojo, ya que está cubierta por infinidad de células receptoras. En la retina encontramos varios tipos de neuronas: células fotorreceptoras, horizontales, bipolares, amacrinas y ganglionares (figura 2.2). Destacar que en los extremos distales de las dendritas de las células fotorreceptoras se encuentran los receptores visuales, llamados bastones y conos. Difieren en número, tamaño, distribución y función. Tanto las neuronas como las fibras nerviosas que conducen las señales visuales de los conos son mayores que las de los bastones, y sus señales se conducen al cerebro con mayor rapidez. Solamente la fovea está especializada en la obtención de detalles del entorno y contiene gran densidad de conos, los cuales tienen un máximo funcionamiento en condiciones bien iluminadas, por lo que están especializados en la visión nítida y en la visión del color. En contraste, los receptores visuales de bastón predominan en la retina periférica y actúan en condiciones de baja luminosidad, siendo más sensibles al movimiento y los cambios ocurridos en el mismo.

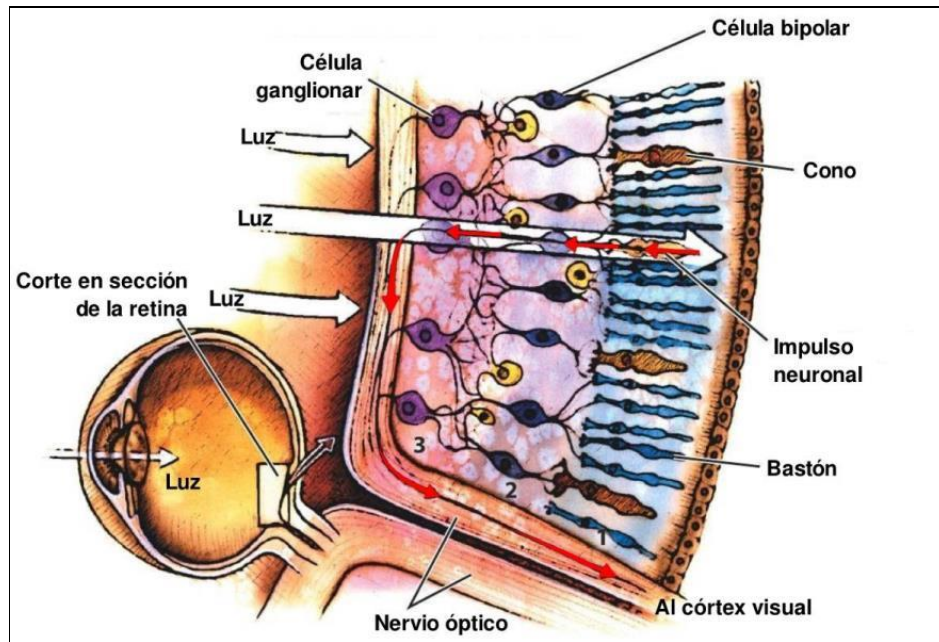


Figura 2.2. Capas celulares de la retina (Imagen modificada de Lanzón, 2013).

Tanto los conos como los bastones contienen sustancias químicas (e.g., rodopsina) que se descomponen al exponerse a la luz y, en el proceso, excitan a las fibras nerviosas que salen del ojo. Por tanto, la luz (i.e., energía lumínica) que llega a la retina es convertida en señal neural (i.e., energía eléctrica) a través de sus células, siendo las células ganglionares las únicas neuronas retinianas que transmiten las señales visuales al cerebro. Este mecanismo es posible ya que los axones de dichas neuronas se dirigen a un pequeño campo circular de la parte posterior del globo ocular conocido como disco óptico, y en cuyo interior discurren las fibras del nervio óptico (segundo nervio craneal) que salen del globo ocular. Estas células ganglionares informan al sistema nervioso central cuando tiene lugar un acontecimiento visual anormal en cualquier parte del campo visual, pero sin especificar con gran precisión su situación, proporcionando nada más que las pistas adecuadas para mover los ojos en esa dirección.

Para que el proceso de la visión ocurra se debe formar una imagen fija bidimensional e invertida en la retina que estimule los receptores (conos y bastones) y, por otra, que los impulsos nerviosos resultantes sean conducidos a las áreas visuales de la corteza cerebral para su interpretación. Las imágenes formadas en cada una de las retinas se cruzan al lado opuesto del cerebro en el quiasma óptico. En concreto, el quiasma óptico es la parte anatómica del cerebro donde se entrecruzan parcialmente las fibras axónicas de los nervios ópticos. Esto permite que las imágenes del campo visual

de cada ojo se transmitan al lado apropiado del cerebro. Después del quiasma óptico, la información visual avanza por el tracto óptico (antes nervio óptico) a través de los núcleos o cuerpos geniculados laterales. Esta estructura anatómica, situada en el extremo dorsal del tálamo, es la encargada de que los impulsos nerviosos que contienen la información visual lleguen a la corteza cerebral. Concretamente, el córtex visual primario es el destino final de la mayoría de las señales visuales directas de los ojos, y en especial de la fóvea; estando localizado en la parte posterior de la cabeza. El flujo de esta información es continua, y el procesamiento ocurre en varias partes del cerebro a la vez (Vickers, 2007) aunque se desconoce actualmente el funcionamiento por el cual la energía lumínica se transforma en experiencias sensoriales subjetivas y personales.

2.2.2. Control visual y movimientos oculares.

El control de la visión es definido como el proceso de dirigir la mirada hacia objetos o sucesos dentro de una escena en tiempo real y al servicio de la actividad perceptual, cognitiva y comportamental (Henderson, 2003). Por ejemplo, en la tarea de investigación de visualizar un rocódromo a fin de identificar la mejor vía para a continuación escalarlo, el participante primeramente podría fijar su visión en todo el rocódromo (1), analizando su forma, la separación entre presas, posibles vías, etc. Esta información visual pasa después (2) desde la retina hasta los lóbulos occipitales, y luego a través de las áreas parietales y ventrales en el lóbulo frontal, donde se formulan las órdenes de agarrar según que presas y reptar a través de ellas. Estas órdenes van a las áreas neuronales principales de control motor (3) localizadas en la parte superior de la cabeza (i.e., córtex motor primario, área motora suplementaria y el área pre-motora) que son responsables del control de movimientos. Estas instrucciones motoras abandonan posteriormente las áreas neuronales motoras y (4) bajan por la espina dorsal hacia las manos y brazos, que ejecutan la acción. Los receptores de manos, pies y dedos recogen información sensorial (5) como la tensión y presión, que son enviadas como señales de feedback (6) de vuelta por los brazos, piernas y espina dorsal hasta el córtex motor y el lóbulo frontal, donde se confirma que la mano agarra una presa o bien el pie está apoyado sobre una de ellas. Otras regiones del cerebro como el ganglio basal y el cerebelo (7) modulan el control de movimientos y hacen los ajustes necesarios mientras el participante se desplaza entre los apoyos de las presas. Finalmente, el participante se

prepara para el siguiente movimiento determinando si la acción se realizó de manera satisfactoria (Vickers, 2007).

Cuando una persona percibe una escena como en el ejemplo anterior, el participante alterna momentos donde mantiene fija o estable su visión en un objeto o localización concreta del espacio (e.g., fijar su visión en una presa intermedia del rocódromo que facilite alcanzar el final de la vía del recorrido) con otros momentos donde realiza movimientos de visión rápidos entre estímulos (e.g., fijar en las primeras y últimas presas del rocódromo para recordar donde apoyar pies y manos).

Williams et al. (2004) muestran que los comportamientos visuales pueden ser agrupados en tres grandes categorías de control visual: i) tareas con objetivo, donde la función de la mirada es localizar una meta en el espacio y dirigir un objeto hacia ella (e.g., tiro libre de baloncesto), ii) tareas de intercepción, donde un objeto se desplaza por el espacio hacia el sujeto y éste utiliza la mirada y los sistemas de atención para leer la trayectoria para poder cogerlo (e.g., pase en rugby), y iii) tareas tácticas, donde entran en juego la lectura de patrones complejos de objetos en movimiento (e.g., desmarcarse de un defensa). Cada una de estas categorías muestra un comportamiento visual diferenciado. La tarea planteada en la presente Tesis Doctoral se contextualiza en la primera categoría de control visual al requerir fijar la mirada en diferentes puntos (i.e., diferentes presas o puntos de apoyo del rocódromo) a fin de identificar la mejor vía que le conduzca en el menor tiempo posible al final del recorrido.

Los movimientos oculares están controlados por tres pares distintos de músculos, los rectos internos y externos, los rectos superiores e inferiores y los oblicuos superiores e inferiores. Los rectos internos y externos se contraen recíprocamente, principalmente para mover los ojos de un lado a otro. Los rectos superiores e inferiores se contraen recíprocamente para mover los ojos principalmente hacia arriba o hacia abajo. Y los músculos oblicuos funcionan para rotar los globos oculares y así mantener estables o centrados los campos visuales (Thibodeau y Patton, 1995). Existen diversos de revisión que han tratado la relación entre los movimientos oculares, estrategias visuales, atención, cognición, y percepción del movimiento (Eckstein, 2011; Schütz, Braun, y Gegenfurtner, 2011); aportando una síntesis informativa entre los mecanismos neuronales y cognitivos relacionados con el reconocimiento de objetos, acciones, y percepción del movimiento.

La presente Tesis Doctoral, tratará de forma específica, los movimientos de los músculos oculares externos o extrínsecos, por ser los que permiten mover el globo ocular en la dirección deseada. Dichos músculos oculares se insertan en el exterior del globo ocular y en los huesos de la órbita, siendo sus posibilidades de movimiento en cuatro ejes: horizontal, transversal, vertical y oblicuo (figura 2.3). Este sistema permite a los ojos fijar objetos dentro de un área circular de un diámetro próximo a los 100 grados de ángulo visual (Williams, Davids, y Williams, 1999). Existen varios tipos de movimientos oculares extrínsecos, entre los que destacan principalmente los movimientos de fijación, movimientos de seguimiento, movimientos sacádicos, y asociados a éstos, el reflejo vestibulo-ocular.

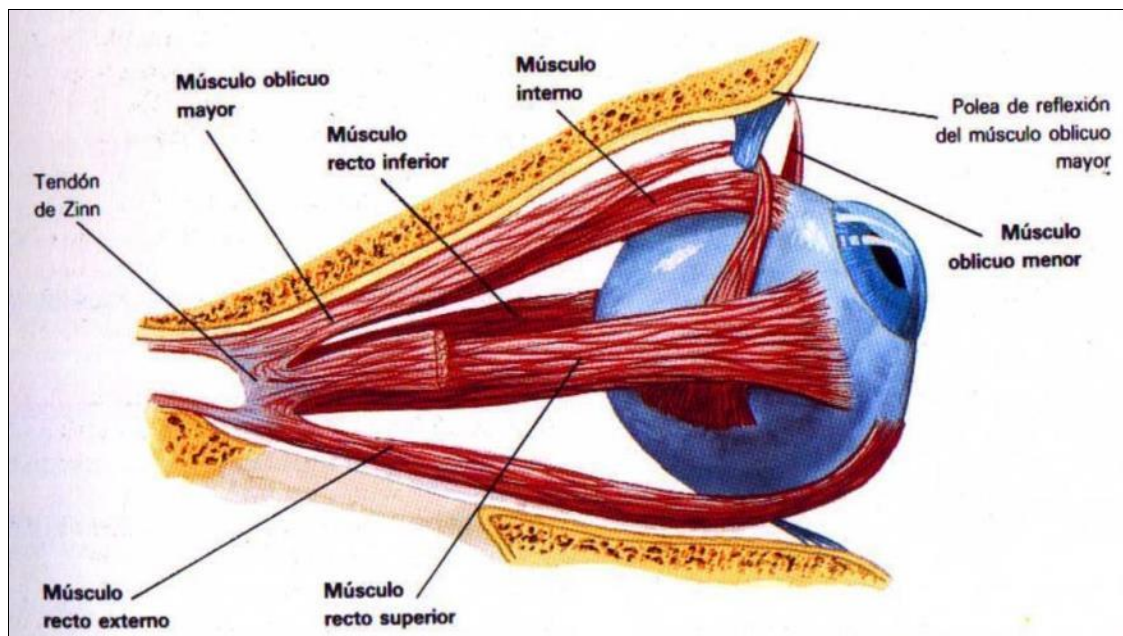


Figura 2.3. Músculos extrínsecos del ojo derecho (tomado de Frank y Netter, 2007).

Los movimientos sacádicos son movimientos oculares cuya finalidad es permitir la rápida fijación visual en fovea de un determinado número de estímulos presentes en un entorno deportivo. Pueden ser rápidos o extra-rápidos (Vickers, 1992) permitiendo el desplazamiento de la fijación visual en torno a los 90°-100°/sec, y así extraer la mayor cantidad posible información de los mismos (Rosenbaum, 1991). Son realizados por los dos ojos de forma simultánea, siendo los movimientos que más frecuentemente se realizan en entornos deportivos de carácter abierto. Existen varios tipos de movimientos sacádicos (Martínez-Conde y Macknik, 2007) como por ejemplo de temblor, deriva, microsácidos.

Además, durante el movimiento sacádico existe un declive de la sensibilidad visual, lo que se traduce en una pérdida de información procesada durante el mismo. Dicho fenómeno recibe el nombre de supresión sacádica (Bridgeman, Hendry, y Start, 1975). También, con los parpadeos se produce la supresión de la información (Volkman, Riggs, y Moore, 1980). En esta línea Kowler y Steinman (1990) llegaron a concluir que los movimientos microsacádicos que no valían para nada, siendo tan sólo tics nerviosos.

Sin embargo, la acción de abrir y cerrar el ojo resulta indispensable para refrescar la córnea y el cristalino y por tanto para el mantenimiento de la visión (Martínez-Conde, Macknik, y Hubel, 2004). De hecho, los ojos siguen produciendo movimientos microsacádicos durante el 80% del tiempo en que se está fijando visualmente en un punto u objeto, saltando y tremolando imperceptiblemente. Este minúsculo deambular de los ojos separa la visión de la ceguera ya que permite el desplazamiento de la escena visual a través de la retina gracias a decenas o centenares de foto-receptores; desencadenando la acción de las neuronas visuales y contrarrestando la adaptación neural. De este modo se previene el desvanecimiento de los objetos estáticos en la retina. Incluso, Hafed y Clark (2002) afirman que los microsacádicos podrían contribuir a revelar pensamientos subliminales de una persona, de forma que aunque una persona puede fijar la visión en un punto, su atención visual puede inconscientemente desplazarse a otro lugar. También, Engbert y Kliegl (2003) concluyen que la frecuencia y dirección de los microsacádicos indicarían cambios en el entorno que atraen la atención de una persona, aunque no centre su mirada en tales cambios.

Por otra parte, el reflejo vestíbulo-ocular tiene como función estabilizar la mirada y asegurar una visión clara (i.e., ver una imagen estable) durante los movimientos de la cabeza, sobre todo en entornos deportivos dinámicos. Este reflejo induce a un movimiento de los ojos en dirección opuesta al movimiento de la cabeza. Comprende un número determinado de estructuras situadas en el oído interno que registran el movimiento de la cabeza dentro de cada plano de movimiento (Rosenbaum, 1991). Estas estructuras permiten al deportista producir movimientos compensatorios del ojo mucho más rápidos que los cambios asociados al uso del sistema visual y posibilitan, al fin y al cabo, que tanto la cabeza como el cuerpo o el propio sistema óculo-motor, funcionen de forma conjunta y coordinada.

La estabilización de un área informativa de la escena en la fovea, para un procesamiento más detallado de lo que ocurre, se conoce con el nombre de fijación. Esta ocurre cuando la visión es mantenida en un objeto o localización dentro de 3° del ángulo visual por un mínimo de 100 ms o más (Carpenter, 1991; Williams et al., 1999). Existen diversos estudios (tabla 2.1) que han investigado sobre el límite espacial a partir del cual se podría considerar otra fijación o bien un simple movimiento natural del ojo en busca de información adyacente (Gibson, 1986), o bien cómo estímulos visuales más cortos a los 100 ms (e.g., 30-50 ms) pueden afectar el control del movimiento humano (Taylor y McCloskey, 1990).

Tabla 2.1. Relación de estudios con diferentes límites espaciales y temporales del concepto de fijación (Navia, 2013).

Estudio	Límite espacial (grados)	Límite temporal (Milisegundos)
Savelsbergh, Williams, van der Kamp y Ward (2002)	1,5	120
Kim y Lee (2006)	35°/s	100
Dicks, Buton y Davids (2010)	3	120
Piras y Vickers (2001)	1	100
Navia, Ruíz, Avilés, Graupera y van der Kamp (2010)	3	136,5

Existen interpretaciones paradójicas en torno al significado del concepto de fijación visual, en la medida que ésta puede representar tanto el tiempo de procesamiento cognitivo como el tiempo requerido para determinar la localización de la siguiente fijación. Para Williams et al. (1999), las fijaciones visuales representan una señal de la relativa importancia que puede tener el área de la escena deportiva que se visualiza. Según Ávila y Moreno (2003), las fijaciones visuales no sólo proporcionan los puntos de referencia para recoger y organizar información desde la periferia, mientras que para Franks y Lajoie (1998) una fijación visual podría ser parte de un proceso de planificación mental, previa aparición del propio estímulo.

Sin embargo, Williams, Davids, Burwitz, y Williams (1993) opinan que la orientación visual podría no estar directamente relacionada con la extracción de información, ya que podría ser posible fijar un objeto sin extraer información específica del mismo. Es lo que se entiende por mirar, que implica la simple fijación en fovea de un elemento de la escena, y ver, que implica la recogida activa y procesamiento de la información (Abernethy, 1988a). Así, podríamos fijar nuestra atención en un punto

concreto de la escena deportiva mientras prestamos atención a otras partes del campo visual. Williams et al. (1999) opinan que hay que contrastar los datos obtenidos del registro de los movimientos oculares con otras técnicas de investigación como la manipulación estimular de la escena mediante técnicas de oclusión, el empleo de reportajes verbales o el empleo de marcadores de posición luminosos a fin de interpretar correctamente las fijaciones visuales y dotarlas de un significado completo.

Por último, una fijación visual que se produce sobre un objeto en movimiento, y al que se sigue de forma continuada y precisa, se conoce con el nombre de movimiento de seguimiento o de persecución, de forma que se puede seguir dentro del campo visual manteniendo una imagen estable del objeto en la retina. La habilidad de seguimiento del ojo comienza a deteriorarse en torno a velocidades angulares de 30°/sec (Rosenbaum, 1991) por lo que los rápidos cambios que se producen en el campo visual en la mayoría de los deportes hace difícil que podamos seguir visualmente un objeto (Haywood, 1984); estando limitada su utilización a situaciones concretas de ciertos deportes de móviles en los cuales la velocidad del objeto no es muy alta (e.g., el vuelo del balón en un saque de puerta en fútbol o durante un saque en voleibol).

La línea de fijación es definida como la posición absoluta de los ojos en el espacio, y depende de la posición de la órbita del ojo y de la posición de la cabeza en el espacio (Schmidt y Zambarbieri, 1991). Sin embargo, cuando una secuencia de objetos aparece en el espacio, los ojos se mueven primero que la cabeza hacia ellos (Guitton y Volle, 1987; Zangemeister y Stark, 1982). Los ojos localizan el objeto primero, seguido de la cabeza debido a su mayor tamaño e inercia (Helsen, Elliot, y Starkes, 1998; Helsen y Starkes, 1999). Cuando los atletas orientan su visión hacia el objetivo requiriendo un amplio desplazamiento de la visión, tiene lugar un movimiento sacádico alrededor de los 40° en el arco horizontal debido a la limitación neural de los sacádicos desde el punto central de fijación visual (Gauthier, Semmlow, Vercher, Pedrono, y Obrecht, 1991). El movimiento de los ojos y de la cabeza hacia el objeto es suave, comenzando un proceso de discriminación visual que tiene lugar aunque la cabeza siga en movimiento.

2.2.3. Procesamiento visual de la información

Roska, Molnar, y Werblin (2006) afirman que en la retina comienza el procesamiento de la información visual, enviando luego al cerebro representaciones parciales de la imagen que percibimos. En concreto, la retina podría proyectar 12 pistas video-gráficas o abstracciones del mundo visual, en la que cada pista contiene una representación rudimentaria de la escena visual (e.g., bordes, movimiento, sombras y luces, etc.). Específicamente, las señales que emiten las células bipolares son moduladas por las neuronas amacrinas. De este modo, las células amacrinas seleccionan y emiten señales para coordinar las pistas de video. Las interacciones entre células bipolares-amacrinas, que son leídas de forma simultánea por células ganglionares, constituyen el total de los datos que recibimos para interpretar el mundo visual. Cada uno de los 12 conjuntos de células ganglionares crea señales o *flujos video-gráficos* eferentes al cerebro, a través del nervio óptico. El conjunto de las células de cada tipo aporta un vídeo distinto. Cada vídeo responde a una cualidad concreta de objeto, es decir cada célula ganglionar tiene una forma de representar el mundo. Cada vídeo entra bruscamente en actividad sólo durante milésimas de segundo cada vez, el resto del tiempo permanece oscuro. Pero a diferencia de las películas de cine, que constan de fotogramas individuales, las que generan los ganglios constituyen flujos continuos de señales.

Por tanto, las representaciones de la retina podrían constituir un lenguaje visual natural en donde cada pista es transmitida por las fibras del nervio óptico hasta centros visuales superiores del cerebro, donde tendría lugar un procesamiento más elaborado. Investigaciones de la corteza visual (Werblin y Roska, 2007) han demostrado que distintas propiedades de la imagen (e.g., color, profundidad, forma) son procesadas en diversas regiones del cerebro.

A continuación, se exponen en detalle las áreas cerebrales implicadas en el proceso visual y su función en la atención y en el control motor. La figura 2.4 muestra una visión de la parte lateral-posterior izquierda del cerebro donde se observan los centros responsables del procesamiento de la información visual. Las partes implicadas son el nervio óptico, los núcleos laterales geniculados, las ramificaciones ópticas, que irradian hacia la parte posterior hasta el lóbulo occipital, el lóbulo temporal, el lóbulo parietal, el córtex inferior temporal, y el lóbulo frontal. Todas estas partes están

implicadas en el procesamiento visual y son necesarias para realizar movimientos dirigidos.

Por ejemplo, el lóbulo occipital ocupa las áreas desde V1 a V5. Cada una de estas áreas está especializada en procesar diferentes señales visuales. Tong (2003) concluyó que V1 se ocupa básicamente de distribuir casi toda la información visual que le llega hacia otras áreas corticales. Casi el 90% de las proyecciones del ojo son canalizadas a través del núcleo geniculado lateral hasta V1. Desde V1, la información se distribuye hacia otras áreas exteriores, incluyendo V2, V2/VP, V3A, V4, MT/V5, así como a otras áreas superiores del cerebro. Las neuronas de V1 son sensibles a la orientación, dirección del movimiento, color, contraste y forma (Kolb y Whishaw, 2001; Tong, 2003; Wong-Riley et al., 1993). V2, V3, V4 y V5 reciben señales desde V1 y V2, y son responsables de detectar la forma y el movimiento. La información que sale desde V3A y V5 va hacia el canal dorsal y al lóbulo parietal, mientras que la información de V3 y V4 van hacia el lóbulo temporal.

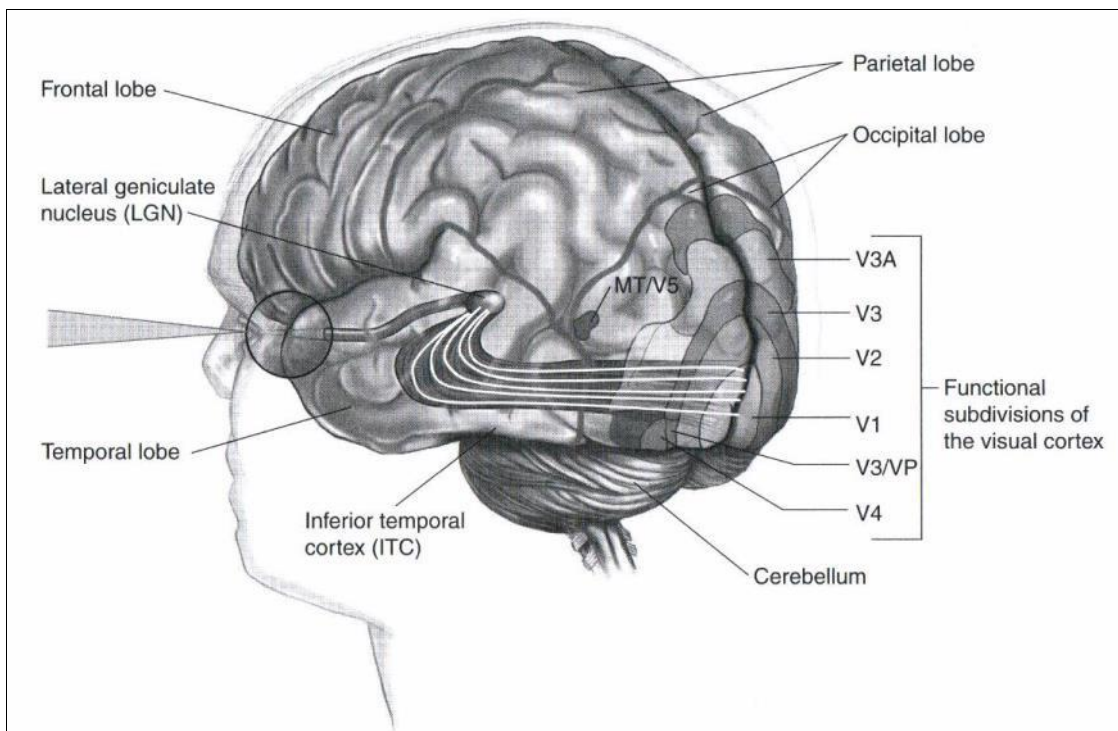


Figura 2.4. Divisiones del córtex visual de los lóbulos occipital, parietal, temporal, frontal y del córtex inferior temporal (tomado de Vickers, 2007).

Milner y Goodale (1995) identificaron dos formas de procesamiento visual, que están en regiones físicamente separadas del cerebro. El canal dorsal se extiende desde el

lóbulo occipital hasta el lóbulo posterior parietal, mientras que el canal visual ventral viaja por los laterales desde los lóbulos temporales a las áreas frontales.

Los canales dorsales son los responsables de la orientación de la mirada y de mantener la atención en un área determinada (Posner y Raichle, 1994). También son responsables del procesamiento rápido y de actualizar la información que es importante para la orientación espacial, detección rápida de información y del movimiento. Se encarga de la percepción en condiciones de baja iluminación y es útil cuando no se puede seguir la trayectoria de un objeto con los ojos para focalizarlo en la fovea (Vickers, 2007). A este canal se le conoce como el canal de *Dónde*, debido a que dirige la atención a localizaciones en el espacio. Los lóbulos parietales parecen contener los mapas principales que usamos para orientarnos y controlar nuestros movimientos en el espacio (Treisman, 1999). Por tanto, el sistema ambiental incluye las áreas de la retina que no están dentro de la fovea.

Sin embargo, el sistema ambiental tiene muchas limitaciones. Parece que este sistema es muy efectivo cuando se trata de movimientos precisos de las extremidades de muy corta duración (e.g., 100 a 150 ms) (Bridgeman et al., 1981; Pelisson, Prablanc, Goodale, y Jeannerod, 1986; Rossetti, 1998) pero cuando se trata de movimientos de mayor duración o movimientos no practicados con anterioridad, el sistema ambiental es incapaz de procesar la información. En estas situaciones, el sistema focal o ventral toma el control de la situación de forma cognitiva ya que la información es recogida por la fovea; la cual permite ver el objeto con total nitidez y un alto nivel de detalle durante el tiempo que dura la fijación visual. Este canal ventral es la ruta que conduce las señales desde el córtex occipital hasta el lóbulo temporal. Se le conoce como el canal del *Qué*, y se asocia con el proceso cognitivo de la información. Es el responsable de dar significado a los objetos y sucesos, y guía la anticipación y la planificación de acciones.

El rendimiento en el deporte está afectado tanto por el sistema ambiente como focal de visión; especialmente para el control motor de tareas nuevas o complejas. Aunque son canales separados, no pueden trabajar de forma independiente, y de hecho trabajan muy ligados el uno al otro (Williams et al., 1999); si bien el canal dorsal es eficiente en el procesamiento de la información de corta duración y el canal ventral requiere de un tiempo para llevar a cabo su cometido. Ambos canales llevan la información al lóbulo frontal, donde se une toda esta información y se forma lo que el

sujeto está percibiendo y pensando. En esta región es donde el cerebro accede a la memoria para recabar información sobre ejecuciones pasadas similares y donde se organizan las ordenes motoras que se enviarán a las áreas motoras del cerebro (i.e., córtex pre-motor y motor), donde se ejecutan y envían estas órdenes a nuestros músculos.

Por último, la forma en que un objeto o localización es procesada por el sistema visual depende del procesamiento *abajo-arriba* o *arriba-abajo* que sea utilizado. Durante el primer tipo de procesamiento, los rasgos y detalles del objeto son percibidos, generalmente de forma inconsciente, para realizar el movimiento (Corbetta y Shulman, 2002). Estos rasgos, de carácter independiente a la tarea particular (Itti y Koch, 1999) incluyen el color, texturas, movimiento, y otras propiedades inherentes de la imagen (e.g., efecto de la bola, el cambio en el tamaño de la bola conforme se aproxima, orientación de la raqueta, etc). En cambio, durante el procesamiento *arriba-abajo* la información viaja desde los centros corticales hasta centros inferiores de procesamiento de la información, transportando conocimiento derivado de experiencias previas (Corbetta y Shulman, 2002). Esta afectado por nuestra memoria y proporciona un mayor entendimiento de lo que hay que hacer durante la actuación deportiva.

Diversas investigaciones han demostrado que los deportistas expertos tienen una distinta actividad cerebral que los noveles, por ejemplo a partir del registro de potenciales evocados (ERP) en la onda *P300* u onda relacionada con la evaluación visual del estímulo y por tanto de su discriminación, reconocimiento y clasificación en memoria (Radlo, Janelle, Barba, y Frehlich, 2001). También, el índice de imágenes por resonancia magnética funcional (fMRI) muestra una actividad cortical y subcortical diferenciada según nivel deportivo (Abernethy, Gill, Parks, y Packer, 2001; Bishop, Wright, Jackson, y Abernethy, 2013; Wright, Bishop, Jackson, y Abernethy, 2010). Estos resultados se constituyen, por sí mismos, como una evidencia empírica objetiva tanto del procesamiento de la información visual que hacen los seres humanos como del procesamiento cognitivo diferenciado que hacen los deportistas en función de su nivel, destreza y experiencia alcanzada en su dominio deportivo.

2.2. LA PERCEPCIÓN VISUAL EN EL DEPORTE

2.3.1. La Teoría Indirecta o del Procesamiento de la Información como marco explicativo de la Percepción Visual

Las teorías de la percepción y de la acción pueden dividirse en dos grandes categorías: la *estructural* y *fenomenológica*. La primera categoría hace referencia al análisis de los mecanismos y procesos de las propiedades funcionales específicas de los sistemas de movimiento de las diferentes especies biológicas (Beek, Peper y Stegeman, 1995). En cambio, la segunda categoría ha enfatizado la auto-regulación de movimientos con referencia a los conceptos antropométricos tales como esquemas, programas, representaciones y trazos (Schmidt, 1988; Schmidt y Wrisberg, 2004). En esta última categoría es donde se ubica la aproximación cognitivista o indirecta de la Percepción Visual.

Esta aproximación ha sido la que ha dominado las teorías del Comportamiento Motor durante la segunda mitad del S. XX y por esta razón es considerada la perspectiva tradicional en el estudio del movimiento humano (Bootsma, 1998; Bootsma y van Wieringen, 1988). El principal foco de estudio para esta aproximación psicológica han sido los hipotéticos procesos mentales no-observables, los cuales se creía que mediaban entre la recepción sensorial de la información estimular y la respuesta (Neisser, 1967; Marteniuk, 1976; Williams et al., 1992).

En la perspectiva tradicional, percepción y acción están determinadas por cogniciones del contexto específico de acción. Estas cogniciones significan manipular unos símbolos, que representan los objetos exteriores en la mente, en base a una manera gobernada por reglas de acuerdo a una sintaxis. Esta forma de operar de acuerdo a unas reglas se conoce como *computación* y de ahí que la capacidad de nuestra mente por representar el mundo interno haya sido comparada con la forma en que trabajan los computadores digitales. Como un ordenador, la mente leería las representaciones simbólicas de forma semántica para alcanzar los objetivos de la actividad motora orientada. La base de este modelado computacional se encuentra en la *Hipótesis del Sistema del Símbolo Físico* (Newell y Simon, 1976; Steier y Mitchell, 1996) según la cual los símbolos usados para representar conceptos y programas son manipulados por los seres humanos, gracias a un comportamiento inteligente que da respuesta y solución a las tareas.

Por tanto, esta perspectiva tradicional de la percepción y acción en los humanos ha enfatizado la representación y comunicación de la información en un sistema cognitivo, como un sistema de control jerárquico propio de las Ciencias de la Ingeniería (Kelso, 1994). La principal característica de la Teoría del Control Ingenieril es que postula algoritmos para controlar las salidas del sistema, de modo que el sistema nervioso biológico operaría del mismo modo que un sistema robótico (Carello, Turvey, Kugler, y Shaw, 1984). En esta línea, el proceso de percepción visual podría ser identificado como una serie de operaciones realizadas en la retina en relación a la información sensorial exterior (Williams et al., 1992) de modo que el rol del sistema perceptivo sería: i) proporcionar los estímulos necesarios para la puesta en marcha de programas específicos de acción, ii) representar simbólicamente el movimiento, una vez iniciado.

La percepción visual podría ser considerada por tanto como un proceso de recogida de información del entorno (e.g., formas de objetos, superficies, eventos y patrones). Ya que se percibe un mundo de tres dimensiones a través de un mecanismo biológico de proyección de dos dimensiones (i.e., la retina), se deduce que la forma geométrica es generada internamente en el observador (Williams et al., 1999). En este sentido, el sistema visual humano podría ser visto como una maquinaria de análisis geométrico donde las abstracciones geométricas son recogidas y proyectadas en la retina para representar el mundo exterior. Así, Cutting (1986) propone que la percepción visual es el estudio de la cartografía desde los objetos externos perceptibles, a través de la información óptica que los representa, hasta el observador que usa esa información.

Con todo ello, el estudio de la percepción visual en el deporte está relacionado con la necesidad del deportista de percibir esta estructura espacio-temporal de la información ambiental a fin de ejecutar correctamente las acciones motrices (Lee, 1980; Turvey, 1990). Cuando se habla de información o de índice informativo, se refiere a aquel recurso accesible al deportista y que refleja la demanda de la tarea o situación deportiva. Esta información puede ser dividida entre información *transformacional*, que es la esencial para percibir el movimiento biológico, y la información *estructural*, que es aquella acerca relacionada con el color, forma, tamaño u otras características del objeto de interés (Al-Abood, Davids, Bennett, Ashford, y Martinez, 2001).

En las últimas décadas ha existido un incremento en el reconocimiento hacia la percepción como un factor clave en la actuación deportiva (Williams et al., 1992), hasta el punto de concluir que la información visual tiende a dominar las entradas respecto a los otros sistemas sensoriales, proporcionando una extraordinaria y variada fuente de información. Schmidt (1988), afirma que el sistema visual, es el sistema receptor más importante para la recogida de información en cuanto al movimiento de los objetos en el mundo exterior. Williams et al. (1999) elaboran un esquema general de funcionamiento del proceso perceptivo desde la Teoría de Procesamiento de la Información. En este esquema, los estímulos visuales deben ser primero detectados dentro de su campo visual y, posteriormente, identificados, procesados y dotados de significado. Seguidamente, esta información, junto a la que ya tuviera almacenada en memoria (fruto de su experiencia anterior ante situaciones deportivas parecidas), ayudaría a tomar la decisión adecuada e iniciar los movimientos precisos para conseguir el objetivo. La comparación entre la información contextual presente y la almacenada es de gran importancia, ya que facilita el proceso de toma de decisiones y la posterior selección correcta de la respuesta.

Desde la aproximación cognitiva de la percepción visual destaca la Teoría del Esquema de Schmidt (Schmidt y Lee, 2005; Schmidt y Wrisberg, 2004), la cual desarrolla un modelo teórico del programa general motor (i.e., una representación abstracta que, una vez iniciado, se traduce en un movimiento coordinado) que muestra cómo el sistema perceptivo coopera con representaciones mentales almacenadas del movimiento para regular el comportamiento (figura 2.5). Este modelo consta de 14 estadios de procesamiento de información. Los primeros siete estadios representan el período de tiempo de reacción que las personas necesitan para responder a un estímulo, el cual puede variar dependiendo de la tarea, de las condiciones del entorno así como del nivel de la persona. Estos estadios describen como (1) se identifica información acerca del estímulo, (2) selecciona el programa necesario para realizar la acción, y (3) el programa de acción. Estos tres pasos están influidos por la información almacenada en memoria (4) y los programas que han sido desarrollados (5). Los estadios 6-7 representan la cantidad de tiempo que los comandos de movimiento invierten desde la médula espinal hasta los músculos.

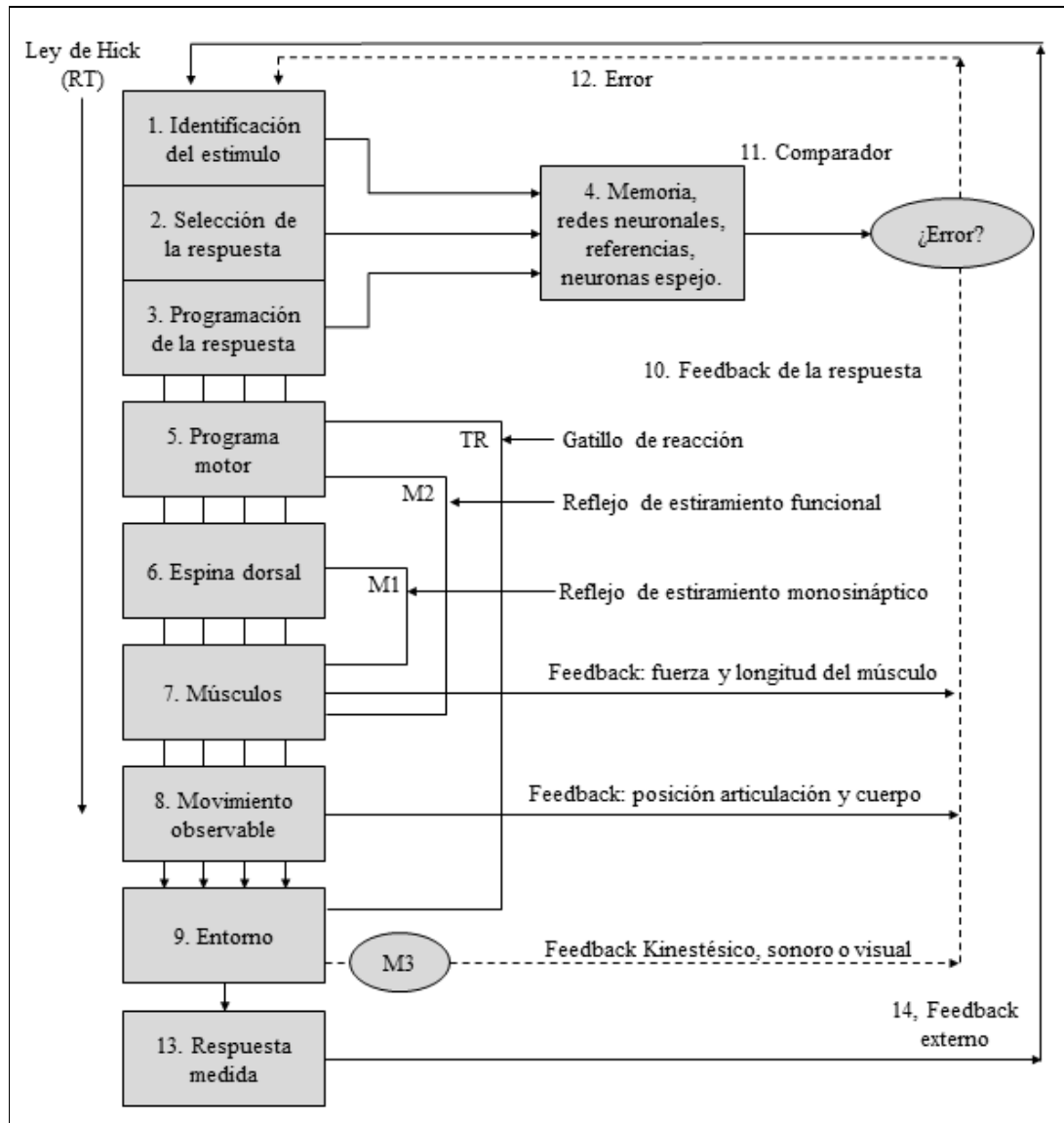


Figura 2.5. Teoría del esquema o patrón motor (Schmidt, 1988).

En cambio, los estadios del 8 al 12 describen como los bucles de feedback (M1, M2, TR, M3) influyen en el movimiento una vez iniciado; ayudando a mantener la acción o a modificarla en caso necesaria. Los bucles monosinápticos M1 son breves (i.e., 30-50 ms) y conducen la información sensorial de los músculos a la espina dorsal, manteniendo de manera automática e inconsciente el equilibrio y estabilidad. El bucle M2 sigue siendo inconsciente pero es más largo (i.e., 50-80 ms), y va de los músculos, espina dorsal hasta el cerebro para almacenar planes y programas de las acciones que son ejecutadas. El tercer bucle, o reacción desencadenada (TR), tiene una latencia de 80-120 ms y tiene en cuenta el feedback que es recibido de un objeto o localización en el contexto. El TR puede ser modificado por el nivel de destreza de la persona. El último bucle (M3) es el más largo. Requiere percepción consciente y atención acerca de

lo que se siente, escucha, o ve. La latencia de dicho bucle depende del sistema sensorial que participa. El más rápido es el kinestésico (120 ms), seguido del auditivo (140-160 ms); y el más largo es el visual que requiere un intervalo entre los 180-220 ms para ver el estímulo y producir una acción.

El estadio 11 se constituye como una referencia de corrección almacenada en memoria, donde el feedback es comparado con pasadas y presentes experiencias. El movimiento es corregido si un error es percibido, o mantenido sin corrección en caso de no existir error. Por último, los estadios 13 y 14 tratan de como las formas externas del feedback afectan a nuestros movimientos. Se distinguen entre el conocimiento de resultados y conocimiento de la ejecución. El primero de ellos se refiere al resultado de nuestra acción mientras que el segundo con la técnica y la forma del movimiento. Ambos tienen importancia sobre como las personas aprenden y ejecutan las habilidades motrices.

Dependiendo de la duración del movimiento, y por tanto de la disponibilidad del feedback, se puede hablar de movimientos con control de bucle abierto y cerrado. Si el tiempo de duración es muy corto (menor a 200 ms), el feedback proveniente del bucle M1, M2, y TR no afectará al movimiento (i.e., movimientos de control de bucle abierto). En cambio, cuando la duración del movimiento es superior a los 200 ms, dichos movimientos pasan a denominarse de control de bucle cerrado, existiendo tiempo para que la información de los músculos, articulaciones, y de la visión afecten al movimiento realizado. En concreto, se tardan unos 30-50 ms para que la región occipital registre un estímulo visual simple (e.g., un punto en una pantalla), y otros 70-100 ms para que alcance las áreas cerebrales del parietal, temporal, somato-sensorial y frontal y se inicien las instrucciones motoras. Después hay que sumar otros 70-80 ms para que las señales motoras lleguen hasta el músculo antes de observar un inicio del movimiento. En total, entre 170-200 ms para iniciarse el primer movimiento.

2.3.2. La atención y su relación con la percepción visual en el deporte.

Desde la perspectiva del procesamiento de la información, la atención podemos considerarla como la detección, identificación y reconocimiento de los estímulos seleccionados (Williams et al., 1999). De este modo, la atención es aquel proceso

mediante el cual se selecciona la región del campo visual a la que se da prioridad de procesamiento (Lum, Enns, y Pratt, 2002). Según Neumann (1990), la atención se ha relacionado más frecuentemente con el análisis e interpretación de la información sensorial que con el control de la acción aunque Allport (1987) sugiere que la selección de información se convierte en selección para la acción, trasladando las propiedades específicas del estímulo en parámetros concretos para la acción; considerando así los procesos de selección y acción como dos procesos mutuamente dependientes. De este modo, la atención podría ser considerada un proceso que podría afectar a todas las etapas del procesamiento de la información, sobre todo en lo que respecta a la organización del comportamiento motriz (Nougier y Rossi, 1999). Abernethy (1990) concreta que no es la localización de la atención, sino la habilidad para establecer relaciones significativas entre la información extraída y el posterior comportamiento, lo que determina el rendimiento perceptivo. Además, sostiene que el factor limitante del proceso perceptivo sería la capacidad de extraer y utilizar la información disponible de los índices visuales claves. Por tanto, parece razonable pensar que un comportamiento perceptivo exitoso sería aquel capaz de seleccionar aquellas áreas de la escena de mayor relevancia informativa (Ávila y Moreno, 2003).

Según Nougier, Stein, y Bonnel (1991) existen dos tipos de atención: focal (contraída) o difundida (expandida). La atención focal se supone que opera más sistemáticamente, explorando eficientemente un área concreta del campo visual. En cambio, la atención difundida podría ser más eficiente para explorar el campo visual de una forma más global y rápida, con el fin de detectar los índices informativos relevantes. Relacionada con la atención focal se encuentra el concepto de atención selectiva (Abernethy, 1988b). La utilidad de este tipo de atención se encuentra en que permite que la información acceda en primer lugar a la memoria a corto plazo y, posteriormente a la memoria a largo plazo, que será donde, junto a la valoración de la situación actual y las experiencias previas almacenadas, permita al deportista seleccionar los índices visuales importantes y tomar la decisión correcta sobre la acción a realizar.

El estudio de los procesos perceptivos y la atención en el deporte ha comprendido principalmente el análisis de las posibles correspondencias entre la información extraída durante el proceso de búsqueda visual y la información procesada posteriormente por el deportista (Williams et al., 1999). Según los autores, el

desplazamiento del punto de fijación visual a una nueva localización espacial podría tratarse de un indicador fiable de un cambio de atención hacia la misma (Adolphe, Vickers, y Laplante, 1997; Henderson, 2003; Vickers y Williams, 2007; Zelinsky, Rao, Hayhoe, y Ballard, 1997;) o no ya que los sistemas neurales que controlan la atención y los movimientos de los ojos están separados (e.g., es fácil mover la atención hacia otras localizaciones y objetos mientras el punto de fijación permanece estable pero saber dónde está el punto de fijación contribuye poco a saber dónde reside la atención). Incluso, pocos estudios existen entre la relación entre el control visual y las respuestas verbales emitidas por los deportistas durante el cumplimiento de diferentes tipos de cuestionarios (Annett, 1985; Klint y Weiss, 1987; McPherson y Vickers, 2004; Vickers y Adolphe, 1997;).

Sin embargo, existen dos factores que parecen condicionar los procesos perceptivos de los deportistas: la automatización y la flexibilidad atencional (Keele y Hawkins, 1982). La automatización se refiere al mecanismo que permite disminuir la carga mental de procesamiento de la información, ya sea durante el proceso de percepción, decisión o programación de la respuesta, gracias a la facilitación o inhibición de algunas localizaciones espaciales. Bajo este razonamiento el deportista podría emplear sus recursos atencionales para controlar tareas más complejas, sobre todo en aquellas con gran incertidumbre del entorno. Por otra parte, la flexibilidad atencional se refiere a la posibilidad de utilizar sus recursos atencionales con una mayor adaptabilidad, y distribuirlos más eficientemente en el tiempo y el espacio, cambiando su atención de una fuente de información a otra con eficacia. Esa flexibilidad también le permitiría detectar más fácilmente estímulos en la periferia visual y reaccionar mejor frente a tareas con cambios repentinos o rápidos. Así pues, la conjugación y aprendizaje de ambos factores, flexibilidad y automatización en la atención, podría conllevar al desarrollo de la habilidad del deportista para cambiar rápidamente la atención de procesos automáticos a voluntarios o viceversa, dependiendo de las demandas perceptivas de la secuencia deportiva.

Treisman (1988) proporciona una Teoría comprensiva sobre los procesos atencionales en el deporte a través de su Teoría de la Integración de Rasgos. Dicha teoría describe los mecanismos de control por los cuales los deportistas seleccionan ciertos índices visuales del entorno deportivo en base a sus diferencias sensoriales, tales como el color, tamaño, orientación y movimiento. La clave de este proceso de

identificación es la formación de mapas cognitivos que contienen la información relativa a cada rasgo o característica de los objetos. Estos índices cognitivos se convierten en la base de futuros procesos perceptivos de búsqueda visual, siendo actualizados en las siguientes situaciones deportivas con la información visual específica existente en ese intervalo temporal. En este momento, la atención se requiere para localizar y combinar estas características, y así proceder a la identificación y diferenciación de unas situaciones deportivas sobre otras.

Wright y Ward (1994) afirman que los cambios que se producen en la atención visual pueden ser de dos tipos. El primero de ellos, conocido como *goal-driven* se refiere a cambios endógenos en la atención, por lo que son iniciados de forma voluntaria y responden a la necesidad de los sujetos para extraer información de la periferia. En cambio, existen otro tipo de cambios que se producen de forma exógena, llamados *stimulus-driven*, que son iniciados de forma refleja en respuesta a índices visuales inesperados que acontecen bruscamente en el entorno. Por lo tanto, los deportistas serían capaces de cambiar su atención independientemente de los movimientos de los ojos durante su actuación deportiva (Castiello y Umiltá, 1988), con la ventaja que supone la no pérdida de información asociada a los movimientos sacádicos.

En la actualidad, la investigación desconoce el lugar donde comienza la alerta o consciencia visual (e.g., ¿comienza en la retina, en el área occipital, en la ruta dorsal/ventral, o en el córtex visual?). El modelo de jerarquía de consciencia visual propone que la consciencia visual ocurre sólo cuando la información visual alcanza las áreas más altas del córtex (Crick y Koch, 1995). El modelo interactivo propone que la consciencia visual ocurre en las primeras áreas del córtex visual (V1), es decir, al principio de la ruta de la información visual (Buller, 2001; Pollen, 1999). El modelo alternativo propone que la consciencia visual puede ser flexible y dependiente de la situación (Tononi y Edelman, 1998). Estudios sobre personas con lesiones cerebrales en la región V1, así como en las áreas parietales, muestran que estas lesiones perjudican de forma muy grave la consciencia visual. La evidencia también muestra que la región V1 no es suficiente por sí sola. Aun así, puede existir consciencia visual en V1 si la información es recibida de las áreas centrales superiores (Engel y Singer, 2001; Tong, 2003). Por último, otros estudios ofrecen datos sobre el tiempo mínimo necesario para llegar a tener consciencia sobre el estímulo (e.g., Libet, 2000; en torno a los 400 ms) o

el tiempo mínimo para que se forme un recuerdo en la memoria tras percibir un estímulo simple (Gonzalo, Fried, y Quian, 2014; en torno a los 300 ms).

2.3.3. Las habilidades visuales y su relación con el rendimiento deportivo.

La investigación científica en torno a la percepción visual, tiende a dividir los trabajos del proceso perceptivo en estudios con aspectos más de carácter físico frente a otros de carácter más lógico. Concretamente, los factores físicos se refieren a los elementos estructurales del sistema visual, y se relacionan más con la recepción de la información visual y a las diferencias físicas en las propiedades optométricas y mecánicas del sistema visual (i.e., campo visual o cantidad de luz que estimula los ojos en un momento dado; ver Coren, Ward, y Enns, 2004) y que representa el máximo ángulo visual en que se puede detectar un estímulo en periferia visual.

Los elementos lógicos, por el contrario, se relacionan con los factores que determinan el propio proceso de la percepción, tales como el análisis, selección, codificación, recuperación y manipulación de la información visual (Abernethy, 1987). Gran parte de los trabajos subrayan que los deportistas experimentados poseen habilidades visuales superiores que los deportistas noveles, en especial en los elementos relacionados con los elementos lógicos del sistema visual, además de incidir en que las habilidades visuales pueden ser mejoradas con el entrenamiento (e.g., el campo perceptivo o máximo ángulo de consciencia periférica donde se procesa información, Smythies, 1997).

Existen diferentes clasificaciones de habilidades visuales (Arteaga, 1999; Chaveleraud, 1986; Plou, 1995). De interés, para la presente Tesis Doctoral destacan las siguientes habilidades visuales:

1. Agudeza visual estática: habilidad para hacer discriminaciones visuales finas entre los objetos del campo visual (e.g., saber qué tipo de apoyo realizar en cada presa del recorrido en función de su tamaño, forma y relieve).

2. Motilidad ocular: habilidad para mover los ojos en la dirección deseada, permitiendo una exploración del espacio en todas sus direcciones (e.g., mover el punto de visión sobre todas las presas del rocódromo a fin de identificar posibles recorridos).

Se distingue entre motilidad ocular intrínseca y extrínseca, siendo esta última la que analizaremos en la Tesis Doctoral. Específicamente, la motilidad ocular extrínseca se define como la habilidad que permite la exploración del espacio en todas las direcciones por medio de la activación de la musculatura responsable del movimiento de los globos oculares (Moreno, Ávila y Damas, 2001; Ávila, Moreno, Reina, y Luis, 2006). Tradicionalmente, ha sido una habilidad visual medida a través de tests optométricos, y está relacionada con la capacidad de orientar el ojo sobre un objeto cualquiera (Conde, Calero, Fradua, Miranda, y Viciano, 1998). Por esta razón guarda gran relación con el concepto de fijación visual, y su presencia en esta Tesis Doctoral se concreta en el estudio y análisis del número y tiempo de fijaciones desarrolladas por los participantes en las situaciones de investigación.

3. Acomodación: habilidad para cambiar rápidamente el foco de visión de un punto a otro del espacio sin necesidad de gran esfuerzo (e.g., fijar la visión sobre las presas en que vamos a apoyarnos durante el recorrido del rocódromo).

4. Esteropsis: habilidad para utilizar, de forma rápida, las imágenes fusionadas de los ojos para así juzgar distancias y relaciones espaciales de un objeto a otro, o de un lugar a otro lugar (e.g., juzgar que tipo de apoyo y desplazamiento realizar con manos y pies en cada parte del rocódromo en función de la separación y distancia entre presas).

Este grupo de habilidades anteriores estaría más relacionado con la recepción de la información visual, si bien existen otras habilidades visuales más relacionadas con el procesamiento de la información (e.g., visualización, *quiet eye*) o con la emisión de la respuesta (e.g., coordinación viso-motora). Por ejemplo, la visualización se trata de aquella habilidad para construir imágenes mentales de los objetos en nuestro cerebro, así como la capacidad para retenerlas o conservarlas en la memoria y relacionarlas con experiencias pasadas o futuras. Respecto al *quiet eye*, Vickers (1996) acuñó este término al referirse como aquella fijación final localizada en un espacio específico u objeto en el espacio viso-motor de un rango máximo de 3° de ángulo visual por al menos 100 ms. El comienzo de este *quiet eye* ocurre justo antes del movimiento final de la tarea, y su finalización ocurre de forma natural cuando la mirada se desvía del objeto más de 3° del ángulo visual. Los deportistas de élite han demostrado un óptimo control del *quiet eye* por lo que se incluye como medida de la coordinación perceptual motora. Estudios que han evidenciado el uso de *quiet eye* en el deporte han sido (McPherson y Vickers, 2004

en voleibol; Oudejans, Koedijker, Bleijendaal, y Bakker, 2005 en baloncesto; Panchuk & Vickers, 2006 en hockey hielo; Vickers, 2004 en golf; Vickers, Rodriguez, y Edworthy, 2000 en dardos; Vickers y Williams, 2007 en tiro con rifle; Williams, Singer, y Frehlich, 2002 en billar; Williams, Vickers, y Rodrigues, 2002 en tenis de mesa).

El término coordinación viso-motora se refiere a la habilidad de utilizar información visual para realizar movimientos apropiados (McLeod, 1994). Cuando se habla de coordinación viso-motora hay que tener en cuenta que el estímulo no siempre aparece en fovea, por lo que implica movimientos oculares para fijar la mirada en el objetivo. Desde hace tiempo se estudia este tópico, por lo que la literatura específica es extensa (Angell, Alston, y Garland, 1970; Biguer, Jeannerod, y Prablanc, 1982; Prablanc, Pélisson, y Goodale, 1986; Abrams, Dobkin, y Helfrich, 1992; Abrams, 1992). Cuando se realiza un movimiento de un segmento corporal dirigido a un objetivo, los ojos realizan movimientos sacádicos de forma espontánea para mirar al mismo. Los movimientos de ojos y segmentos comienzan al mismo tiempo, pero el ojo llega al objetivo bastante antes. Si los sujetos son incapaces de fijar el objetivo durante el movimiento, la precisión del movimiento se verá afectada. Por el contrario, si son capaces de mirar al objetivo, los movimientos terminarán de forma precisa, aunque la manera en que lleguen los ojos al objetivo afectará los aspectos cinemáticos del movimiento.

2.3.4. Las estrategias de búsqueda visual en el deporte.

La estrategia de búsqueda visual se define como el proceso perceptivo empleado para la localización de objetos dentro de un campo visual (Millsagle, 1988). Según Ripoll (1988), el concepto de estrategia de búsqueda visual estaría estructurado en torno a los siguientes elementos: lugar de las fijaciones (localización), orden de aparición (secuencia), y el tiempo de cada fijación visual (duración). La localización de las fijaciones refleja áreas informativas relevantes de la imagen visualizada y se utilizan para la toma de decisiones, mientras que el número y la duración de esas fijaciones suponen un reflejo de las demandas de procesamiento de la información que estas localizaciones tienen para el deportista (Williams et al., 1999). Sin embargo, la duración de la fijación no siempre es un indicador de la atención mantenida ya que el deportista

podría mantener su fijación en una localización mientras se piensa en algo más o distinto a lo que se está fijando (Vickers, 2007).

El proceso de búsqueda visual involucra el uso de la visión para adquirir cierta información del entorno que permita determinar qué hacer en una situación dada (Magill, 1989). En ese proceso de búsqueda visual se asume que el objeto es inicialmente detectado dentro de la visión periférica, proporcionando información acerca de dónde está. La visión periférica juega así un rol importante a la hora de detectar índices relevantes en un área amplia, fuera de la visión en fovea. El objeto es entonces identificado o percibido, atrayendo el estímulo a una región más sensible o cercana a la fovea, proporcionando información acerca de qué es. Esa detección del estímulo en la periferia se asume generalmente que es subconsciente o que no tiene grandes demandas atencionales. Por el contrario, la fase en fovea es asumida como consciente o con demandas atencionales, y se le conoce como fase atenta del proceso de búsqueda visual.

Williams et al. (1992) opinan que la información que obtenemos a través de la periferia juega un rol importante en el rendimiento perceptivo y motor de forma que el sistema viso-motor podría ser capaz de detectar cambios en el movimiento de los objetos incluso cuando estos no fueran atendidos o vistos por el sistema focal (Bridgeman et al., 1981; Pellison et al., 1986; Werner y Theis, 2002). Rensink (2002) explica que podría deberse a que los deportistas expertos son capaces de codificar la escena en un modo que les permite localizar los cambios de manera rápida. Esto parece cobrar especial importancia en situaciones de juego como deportes colectivos donde haya que atender a numerosos elementos o índices de información tales como la posición del balón, contrarios, compañeros, etc. No obstante, el asumir que la periferia puede determinar la captura de información relevante del entorno es un interrogante a día de hoy y, en todo caso, su importancia dependerá de factores como el objetivo de la tarea, la complejidad de la tarea observada, la velocidad del movimiento o la rapidez con que aparecen y desaparecen los estímulos del entorno (figura 2.6).

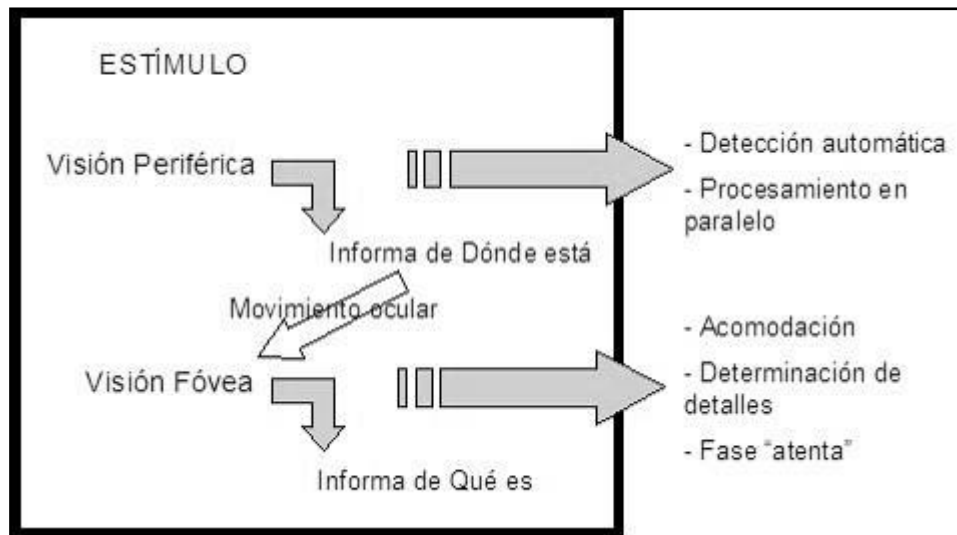


Figura 2.6. Esquema de un comportamiento visual típico en deportes abiertos (tomado con modificaciones de Moreno et al., 2001).

Las conclusiones en torno a los estudios relacionados con las estrategias de búsqueda visual son, sin embargo, contradictorias ya que no existe una línea de resultados que apunten en una dirección. Esta inconsistencia es debida, en parte, a la dificultad de comparar directamente los estudios, a las diferencias en la definición operativa de fijación, o a la sensibilidad del sistema de registro empleado. Además, las características de la tarea, el tipo o tamaño de imagen visual presentada a los deportistas, las instrucciones dadas antes del test, o incluso el propio objetivo de la tarea, pueden condicionar la estrategia de búsqueda visual en el deporte (Abernethy, 1988b).

Ripoll (1991) sugiere que existen diferencias entre grupos de deportistas de distinto nivel, de forma que los deportistas expertos pueden, mediante una sola fijación, recoger gran cantidad de eventos mediante un análisis sintético, mientras que los deportistas que se inician en sus deportes tienen un análisis analítico que obedece a un rango de búsqueda visual más dependiente del orden de aparición de los estímulos durante la secuencia deportiva. Estas diferencias incluso se confirman en deportistas del mismo nivel de rendimiento (Goulet, Bard, y Fleury, 1989). La literatura específica ha sugerido que los deportistas experimentados tienen una mejor actuación debido a su alta capacidad de reconocer estructuras significativas del entorno mediante estrategias de búsqueda visual efectivas.

Y es que desde un punto de vista cognitivo, se asume que los movimientos de los ojos constituyen los patrones de fijación visual y que reflejan estrategias perceptivas subyacentes del sujeto (Abernethy, 1988b). Además, se presupone que las estrategias de búsqueda visual están mediatizadas por estructuras de conocimiento específicas de la tarea, situadas de forma simbólica en algún lugar de la memoria a largo plazo (Williams et al., 1999). Estas estrategias visuales adquiridas a través de años de entrenamiento, enseñanza, práctica y observación, ayudarían a los deportistas a hacer más efectivo el tiempo del que disponen para analizar el contexto deportivo.

Williams y Ericsson (2005) determina que las estrategias visuales eficaces es una de las habilidades perceptivo-cognitivas que junto a la recogida de información de los índices posturales relevantes del movimiento del adversario, reconocimiento de los patrones de juego y el uso de la información situacional o contextual permiten alcanzar destreza perceptiva y rendimiento deportivo. A nivel deportivo, existen diversos estudios que han realizado meta-análisis o revisiones sistemáticas (Mann, Williams, Ward, y Janelle, 2007; Williams y Ericsson, 2005) a fin de conocer los mecanismos que subyacen en la destreza perceptiva y caracterizar las estrategias perceptivas. Estos estudios tienden a destacar que los deportistas expertos son capaces de percibir mejor los índices visuales importantes de la escena deportiva y del movimiento del oponente; tal como reflejan las medidas de tiempo y precisión de la respuesta. Además, realizan fijaciones de mayor duración, incluyendo prolongados períodos de *quiet eye*, que los deportistas de menor nivel deportivo.

2.3.5. Reportajes verbales y la percepción en el deporte.

El empleo de reportajes verbales requiere verbalizar el área del juego que considera de especial importancia informativamente y constituyen por tanto una ventana dentro de los procesos cognitivos que median entre la percepción y la toma de decisiones. Están considerados junto con el registro del comportamiento visual, los dos métodos más comunes para determinar la destreza perceptivo-cognitiva (Williams y Ericsson, 2005) aunque la utilidad de dichos reportajes no ha estado exenta de críticas debido a que podrían estar contaminados por el sesgo de los sujetos o por sus expectativas previas (Nisbett y Wilson, 1977). La clave para introducir correctamente estos reportajes es que los participantes estén instruidos correctamente para dar

expresiones verbales a sus pensamientos más allá de dar solución a la tarea o dar una estrategia general (Ericsson y Simon, 1993).

En deportistas expertos, el empleo de estos métodos resulta fundamental (Ericsson y Williams, 2007; Williams et al., 2004) para comprender su rendimiento en la tarea ya que la relación no lineal entre registro visual y atención (McPherson y Vickers, 2004) está más acentuada conforme aumenta la destreza deportiva, debido a un mayor uso de otras fuentes informativas en el control del movimiento tales como la visión periférica y la información kinestésica (Behrmann y Ewell, 2003). Existen diversos estudios (Abernethy, 1990b; Abernethy, Neal, y Koning, 1994; Alfonso, Garganta, McRobert, Williams, y Mesquita, 2012; Buckholz, Prapavesis, y Fairs, 1988; McPherson y Kernodle, 2007; McPherson y Vickers, 2004; McRobert, Williams, Ward, y Eccles, 2009; Williams, Ward, Smeeton, y Allen, 2004) que han complementado el análisis de las estrategias visuales con técnicas de verbalización para determinar como los expertos son capaces de trasladar los índices percibidos en decisiones tácticas apropiadas (McPherson y Kernodle, 2003); si bien pocos de ellos lo han hecho durante la ejecución de las tareas (McRobert et al., 2009; Vickers, 1988).

2.3.6. Estudios perceptivo-cognitivos realizados en escalada deportiva.

Existen escasos estudios que hayan analizado la contribución de la percepción visual en el rendimiento de la escalada, estando estos más orientados al análisis y control de los aspectos musculares y antropométricos de los escaladores (Morenas et al., 2013; Watts, 2004; Quaine y Vigouroux, 2003; Sánchez et al., 2012, López y González-Badillo, 2012).

En escalada deportiva de competición, los deportistas cuentan con un breve tiempo de 3 minutos para visualizar la vía que deberán escalar posteriormente, tratando de leer la ruta, predecir los movimientos a realizar, cuáles serán los pasos más complejos, posibles reposos, y recordarlos en medida de lo posible (Sánchez et al., 2012). El tamaño de las presas, la distancia entre ellas, la longitud de la ruta son algunos de los factores que determinarán la dificultad de la vía, y que el escalador deberá tener en cuenta para elaborar su estrategia a la hora de la competición (España-Romero et al., 2009; López y González-Badillo, 2012; Watts, 2004). Por tanto, la capacidad de leer

una vía, es decir, la capaz de extraer información de una ruta de escalada que se va a realizar y que se percibe por primera vez (e.g., en escalada a vista) es un factor determinante en el rendimiento (Boschker y Bakker, 2002).

El primer trabajo de percepción visual en escalada fue realizado por Smyth y Waller (1998) quienes estudiaron los patrones de interferencia en la práctica imaginada de diferentes rutas de escalada. Los autores postulan que imaginar diferentes vías exige diferentes combinaciones de procesamiento espacial, visual y kinestésico. Así por ejemplo, una vía vertical tendría un componente mayor viso-espacial mientras que una vía horizontal tendría un mayor procesamiento kinestésico. Concluyen que la entrada de información visual, podría interferir en la imaginación del movimiento, teniendo las rutas verticales una implicación más de corte estratégico y las horizontales una mayor implicación de ejecución motora .

Boschker, Bakker, y Michaels (2002) concluyen que los escaladores de mayor nivel perciben los aspectos más funcionales de la pared de escalada, a diferencia de los más estructurales (e.g., forma y tamaño, de las presas) y que recuerdan más información clasificada de la vía percibida que los de menor nivel deportivo. Diferentes escaladores expertos consultados nos hablan sobre la importancia de la observación consciente, memorización de la ruta y comparación con situaciones o experiencias previas. El escalador, al ver un paso (e.g., secuencia corta de 1-2 movimientos dentro de una ruta de escalada) busca en su memoria secuencias parecidas realizadas con anterioridad, compara con su experiencia previa y hace un análisis de su estado actual de forma, haciéndose una idea previa de si conseguirá el éxito o no en la ejecución de la tarea. Por ejemplo, analizará detalles específicos en cuanto al tamaño de los agarres (e.g., ¿puedo sostenerme de ese agarre?), distancia entre presas (e.g., ¿llegaré a ese agarre?), posición corporal (e.g., ¿podré subir el pie hasta allí?).

También, Boschker y Bakker (2002) analizaron las mejoras de un grupo de escaladores inexpertos al escalar una ruta tras observar videos de un escalador experto realizando la misma ruta. Observaron que los escaladores inexpertos utilizaron de forma exitosa información obtenida del video visualizado, lo que mejoró su rendimiento. Esto nos indica la importancia de percibir patrones específicos de ejecución, que los escaladores tratarán de imitar después. Esta información visual adicional suplirá en

parte su incapacidad de leer la vía y decidir la forma de ejecución con más posibilidades de éxito.

Pijpers et al. (2007) realizan otro estudio de un corte más psicológico donde estudiaban los cambios en la percepción de éxito en situación de fatiga. Los autores concluyeron que los cambios en la percepción estaban más relacionados con sus capacidades y su nivel técnico que con la fatiga en sí. Un estudio similar fue el realizado por Pezzulo et al. (2010) quienes diseñaron tres rutas de diferente dificultad en un rocódromo (i.e., una vía muy fácil, otra imposible y otra difícil). Formaron dos grupos, uno de expertos y otro de inexpertos, y tras un tiempo limitado de observación se realizó una tarea de distracción. Tras esta tarea se les pidió que recordaran y anotaran la secuencia de presas de las diferentes vías. No existieron diferencias significativas en cuanto a la ruta fácil y a la imposible, pero si hubo una gran diferencia en la ruta difícil, donde los escaladores expertos obtuvieron mejores resultados. Concluyeron que la visualización de las rutas de escalada activa la simulación mental, pero que guarda una mayor relación con la habilidad motora del sujeto (i.e., repertorio gestual del sujeto y de su nivel de experiencia) que con su destreza perceptiva.

Más recientemente, Sánchez et al. (2012) han evaluado la importancia de la pre-visualización de la vía sobre el rendimiento en escalada determinando que no existen diferencias entre grupos de diferente nivel si bien el grupo que la visualizó previamente tuvo una actuación más fluida, realizando menos pausas. El único estudio hasta la fecha que haya incluido una medida del comportamiento visual mediante técnicas de *eye tracking* es el realizado por Nieuwenhuys, Pijpers, Oudejans, y Bakker (2008). Dicho estudio consistía en el diseño de dos rutas sencillas de trazado horizontal exactamente iguales, pero de diferente longitud, para generar distintos niveles de ansiedad. Se utilizó diferente instrumental para medir frecuencia cardiaca y ansiedad. Los autores concluyen que existe una relación entre el número y tiempo de las fijaciones con el nivel de ansiedad (e.g., un descenso en el ratio de búsqueda indica un descenso en la eficacia en el procesamiento de la información y un aumento de la ansiedad).

PARTE B. LOS SISTEMAS DE SEGUIMIENTO DE LA MIRADA

2.4. INTRODUCCIÓN Y CONCEPTO.

Los sistemas de seguimiento de la mirada se refieren a cualquier sistema o conjunto de herramientas de monitoreo que permiten registrar la dirección de la mirada, la dilatación de la pupila, o una combinación de las mismas. El primer beneficio de los sistemas de seguimiento de la mirada es que proporcionan un flujo constante de información sobre el sujeto en tiempo real, permitiendo evaluar sus procesos mentales o ver hacia que estímulos focaliza su atención la persona. Medir la localización de la atención, la duración de las fijaciones y la cantidad de repeticiones de éstas permite revelar patrones de cómo la persona se centra en un área concreta (Liu y Chuang, 2010).

El uso de los sistemas de seguimiento de la mirada en tareas de entrenamiento tienen un amplio abanico de aplicaciones (e.g., indicadores de carga cognitiva, evaluación de la comprensión de la lectura, diseño de material, focalización de la atención, detección de la distracción, interacción hombre-máquina). La mayoría de la literatura sugiere que el uso de los datos sobre fijaciones en estas aplicaciones es muy útil en la detección de los cambios en los procesos cognitivos y evaluar el foco de atención, lo que permite utilizar esta información en sistemas de entrenamiento adaptativo (figura 2.7). Las mejoras tras la aplicación de sistemas de seguimiento de la mirada y programas de entrenamiento adaptativo (e.g., guiar la atención visual del usuario hacia la información importante) ayudan a minimizar los costes para aumentar el ratio coste-beneficio, haciendo estos sistemas más accesibles y más productivos (Rosch y Vogel-Walcutt, 2012).

Application	Measure	Citations
Indicating cognitive load	Direction	Waniek and Ewald (2008), Bednarik (2005), Murray (2000), Pierce (2009)
	Duration	She and Chen (2009), Van et al. (2005), Crosby et al. (2001)
	Saccades	Di Stasi et al. (2010), Irving et al. (2009), Unsworth et al. (2004)
Reading comprehension	Direction	Bohan (2008), Ifenthaler et al. (2008), Knoeferle and Crocker (2009), Mitchell et al. (2010), Poulter et al. (2005), Wengelin et al. (2009), Heuer (2009), Raidt (2008), Traxler (2009), Buscher et al. (2008), Nicholson (2007), Salmerón et al. (2010), Holsanova et al. (2009), Prendinger et al. (2009)
	Duration	Doherty et al. (2010), Schmidt-Weigand et al. (2010a, b)
	Saccades	Schnitzer and Kowler (2006)
Presentation design	Direction	Alacam (2010), Brunyé and Taylor (2009), Huang et al. (2008), Josephson and Holmes (2006), Liu and Chuang (2010), Loboda and Brusilovsky (2010), Dabbish and Kraut (2004), Gilman and Underwood (2003), Lorigo et al. (2008), Meyer et al. (2010), Schrammel et al. (2009), Bednarik and Tukiainen (2006), Körner (2004), Cook et al. (2008), Nesbit et al. (2007), Patrick et al. (2005), Schmidt-Weigand (2006), Slykhuis et al. (2005), Rouet et al. (2008), Bednarik et al. (2005)
	Duration	Kuo et al. (2009), Yecan et al. (2007), Guan (2002)
Distraction and attention guiding	Direction	Atkins et al. (2006), DeLeeuw (2009), DeLeeuw et al. (2010), Fisher et al. (2009), Gilland (2008), Memarovic (2009), Yulan et al. (2007), Fuller (2010), Sodhi et al. (2002), Boucheix and Lowe (2010), Ozcelik et al. (2010), Teodorescu (2004), Groen and Noyes (2010), de Koning et al. (2010), Feil (2009), Murphy (2007)
	Saccades	Stuyven et al. (2000), Vandierendonck et al. (2008), Seidlits et al. (2003)
Human-computer interaction	Direction	Mollenbach et al. (2010), Huang and Snedeker (2009), Alaçam and Dalcı (2009), Kammerer et al. (2008), Kumar et al. (2007), Porta and Turina (2008), Wang et al. (2001), Adams et al. (2008), Kumar (2007), Oyekoya and Stentiford (2005, 2006), Sibert and Jacob (2000), Smith et al. (2005), André et al. (2006), Surakka et al. (2004), Duchowski et al. (2002), Sennersten et al. (2007), Baldauf et al. (2010), Bulling et al. (2008)
	Duration	Pan and Soto (2010), Špakov (2005)

Figura 2.7. Principales aplicaciones de los sistemas de seguimiento de la mirada (tomado de Vickers, 2004).

El análisis de los movimientos oculares a través de los sistemas de seguimiento de la mirada se han utilizado en diferentes áreas de aplicación, por ejemplo en: i) Marketing: conocer los objetos que más llaman la atención, así como optimizar su colocación, forma y color para conseguir atraer las miradas de los clientes; ii) Personas con discapacidad: controlar un teclado virtual en la pantalla, manejar un ratón, jugar a un video juego y utilizar gran cantidad de software convencional, aumentando las posibilidades de interacción, comunicación, aprendizaje y productividad; iii) Interacción hombre-máquina: manipular robots, máquinas y dispositivos electrónicos; iv) Simuladores: entrenar la capacidad de respuesta en situaciones difíciles; v) Videojuegos: seleccionar atención visual relevante, interactuar con materiales; vi) Deporte: diferencias en las estrategias perceptivas entre deportistas expertos-noveles y aprendizaje de la información avanzada del movimiento del oponente.

2.5. HISTORIA DE LOS SISTEMAS.

A continuación, se realiza un resumen de las diferentes etapas históricas, sistemas y metodologías utilizadas en el estudio de la mirada en los seres humanos.

Los primeros sistemas de seguimiento de la mirada requerían contacto directo con la córnea. El primer sistema no invasivo fue desarrollado para estudios sobre lectura (Dodge y Cline, 1901). Su dispositivo registraba el movimiento horizontal realizado por los ojos capturando el reflejo especular en una película fotográfica. Como la luz estaba fijada a la cabeza, se requería que ésta se moviera lo menos posible. Por este motivo, se utilizó un artefacto donde el sujeto apoyaba la barbilla y mordía una barra horizontal. Posteriormente, Judd, Mcallister, y Steel (1905) usaron una película de video para filmar las posiciones verticales y horizontales. Su método requería que llevara adherido un pequeño punto blanco reflectante en la córnea (Jacob y Karn, 2003).

Buswell (1935) asentó una nueva técnica al combinar video con registro de la reflexión corneal. El dispositivo se diseñó de tal manera que el reflejo del punto de reflexión corneal era dirigido mediante un espejo hacia la lente de la cámara. Una pareja de prismas se encargaban de separar el haz de luz reflejado en sus componentes verticales y horizontales, y se quedaban expuestos en una película de video. La cabeza del sujeto era asegurada a un reposacabezas y llevaba unas gafas con una pequeña bola de cromo. Los movimientos especulares eran también registrados en ambas películas de video, para así compensar los movimientos involuntarios de la cabeza del sujeto. Un ventilador de una sola aspa con un motor modificado y sincronizado interrumpía el haz de luz cada 1/13 segundos. Este dispositivo permitió llevar a cabo uno de los primeros estudios sistemáticos sobre la observación de obras de arte (figura 2.8).

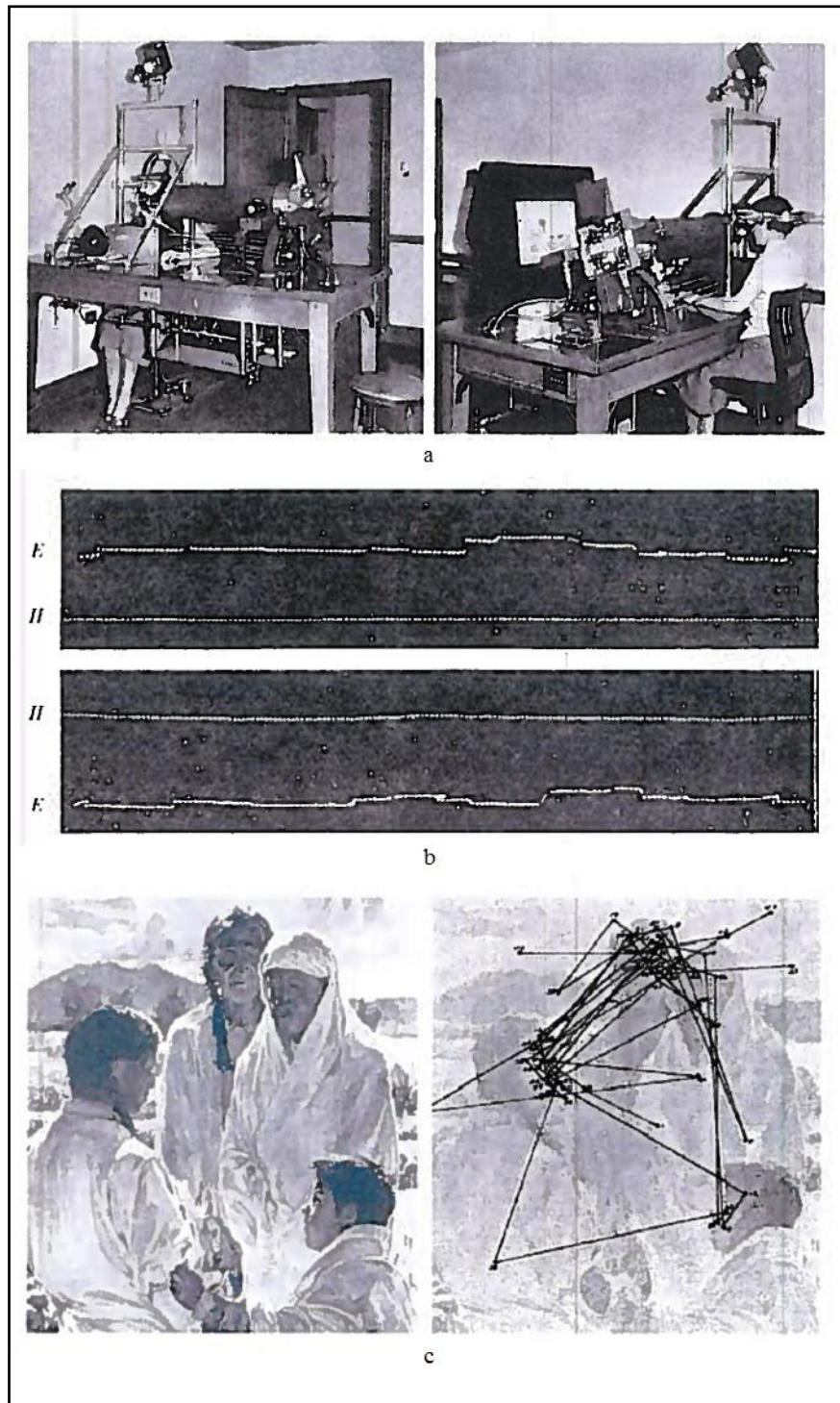


Figura 2.8. Equipo diseñado por Buswell (1935) (a), registro (b) y mapa de fijaciones (c), tomado de Lukander (2003).

Hartidge y Thompsom (1948) diseñaron uno de los primeros sistemas de seguimiento de la mirada que se acoplaba a la cabeza. Al utilizar el método de reflejo especular, los sujetos debían mantener la cabeza relativamente quietos, ya que el deslizamiento del soporte sobre la cabeza podría dar lugar a mediciones erróneas. Uno de los avances más importantes que aportaba este dispositivo era la capacidad de

superponer la posición de las fijaciones mediante un punto blanco sobre la película de la escena en tiempo real. Esto se consiguió mediante un dispositivo que separaba el haz de luz hasta una cámara de video, como se muestra en la figura 2.9.

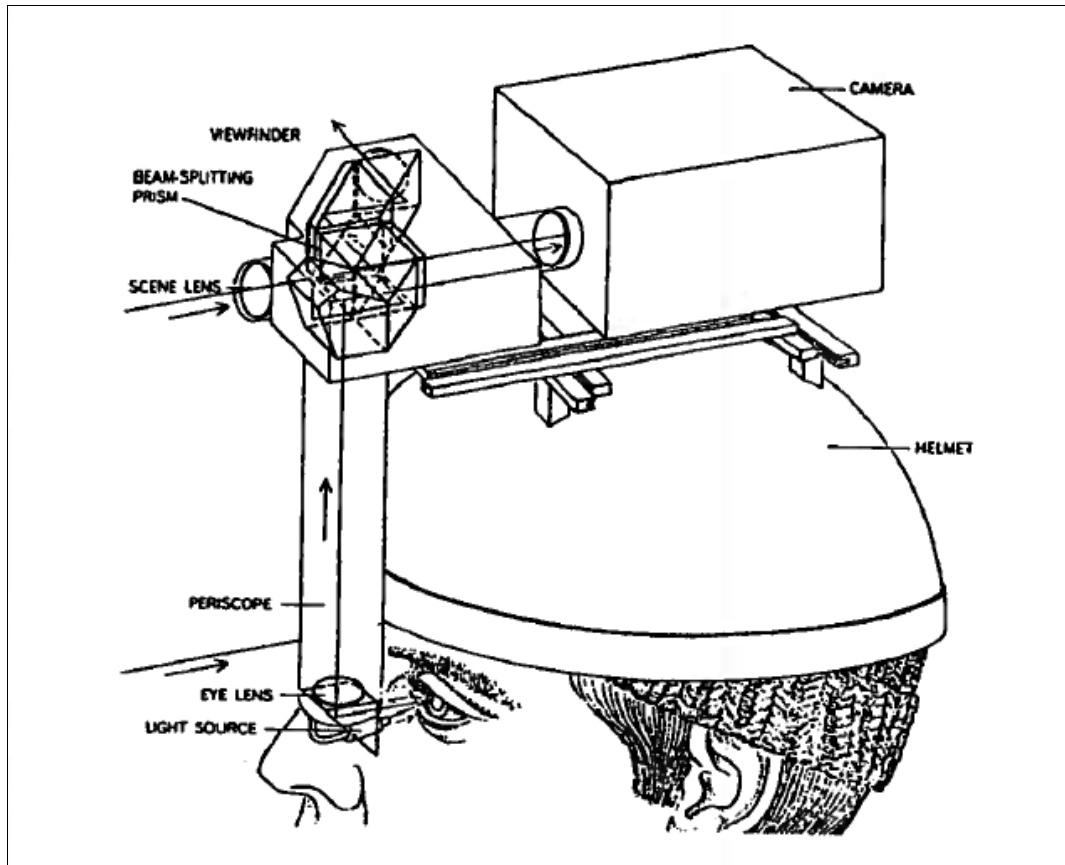


Figura 2.9. Sistema de registro ocular de Hartidge y Thompson (1948) acoplado a la cabeza (tomado de Lukander, 2003).

Posteriormente, Yarbus (1954) utilizó un pequeño dispositivo, acoplado sobre una ventosa que era fijada al limbo esclero-corneal (figura 2.10), que llevaba un pequeño espejo que reflejaba un haz de luz proyectado sobre el ojo y lo dirigía a una película fotográfica colocada sobre la pared. Esta técnica requería que el sujeto estuviera totalmente inmóvil, de tal manera que la cabeza era apoyada sobre un sistema reposa-barbillas y sujeta con unas cintas de compresión. Además los párpados eran fijados con esparadrapo para mantenerlos abiertos en todo momento, por lo que se requería que un investigador humedeciera constantemente el ojo con un pulverizador con agua.

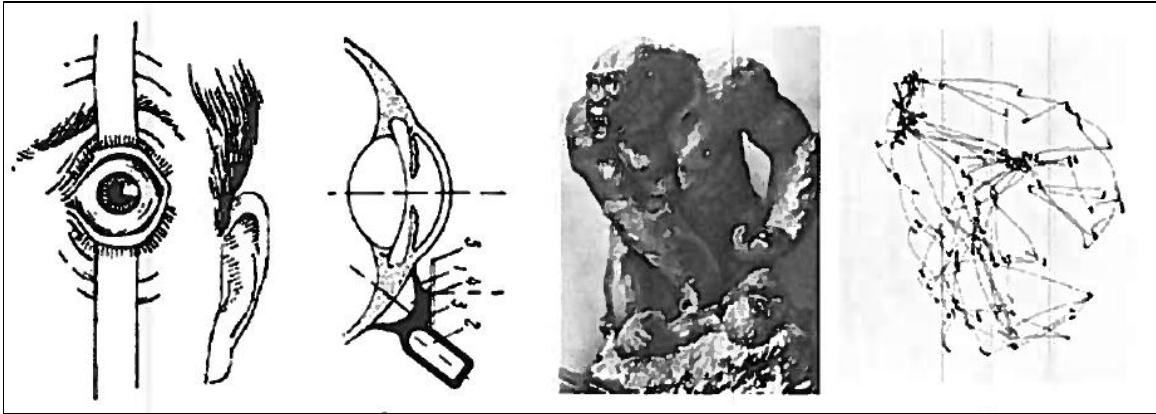


Figura 2.10. Detalle del dispositivo montado por Yarbus (1954) para mantener el ojo abierto (tomado de Lukander, 2003).

Durante la década de los 60, los esfuerzos fueron encaminados a la construcción de sistemas menos restrictivos y obstructivos. Los dispositivos pasaron a registrar tanto el centro de la pupila como el punto de reflexión corneal mediante técnicas de procesamiento de video (figura 2.11), permitiendo de este modo determinar la posición de la mirada sin tener que mantener la cabeza quieta o apoyada. Merchant, Morrissette, y Porterfield (1974) demostraron que el desplazamiento del punto de reflexión corneal desde el centro de la pupila era igual al desplazamiento de la curvatura de la córnea, debido a la rotación del ojo (Young y Sheena, 1975). Se utilizó iluminación infrarroja (IR) de onda corta, ya que las videocámaras son muy sensibles a esta longitud de onda y porque esta es invisible al ojo humano.

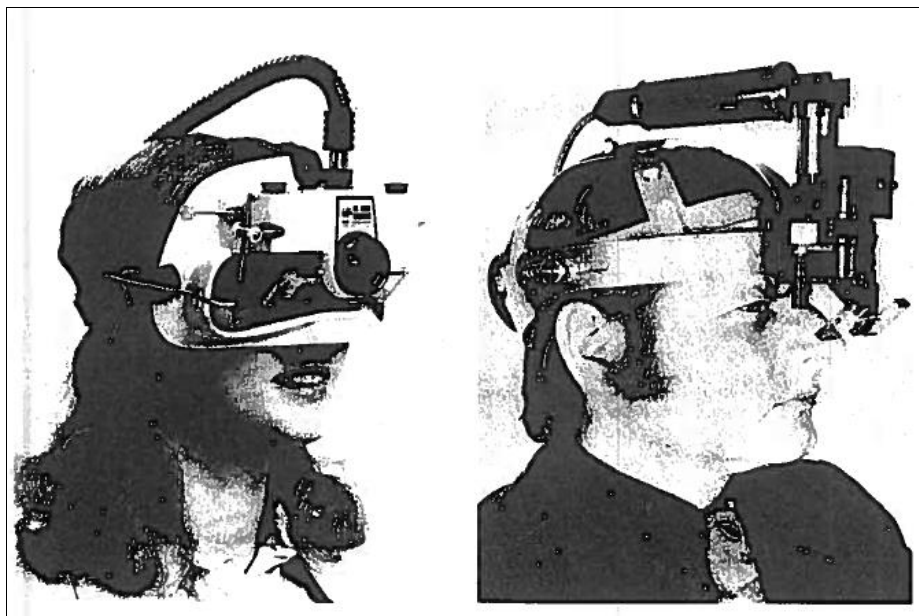


Figura 2.11. Ejemplos de los primeros dispositivos con libertad de movimiento de la cabeza (tomado de Lukander, 2003).

2.6. TÉCNICAS ACTUALES DE EYE TRACKING.

Existen diversos métodos usados en la actualidad para registrar los movimientos oculares, incluyendo mediciones de señales eléctricas y fotoeléctricas, detección de las diferentes formas del ojo, medición de la reflexión corneal de luz IR, e incluso instrumentos mecánicos o dispositivos magnéticos. Los métodos descritos más abajo son aquellos que están actualmente en uso y disponibles en sistemas comerciales. Aun así, una lista mucho más detallada y extensa puede ser consultada en la web de Eye Movement Equipment Database (<http://ibs.derby.ac.uk/emed/>).

Los métodos existentes se pueden clasificar en dos tipos, por un lado aquellos que miden la posición del ojo con respecto a la cabeza, incluyendo la electro-oculografía, oculografía de reflexión IR y los sistemas de video montados sobre la cabeza. Por otro lado se encuentran aquellos que miden la posición del ojo con respecto al entorno, como los dispositivos de escritorio y los que utilizan soportes magnéticos adheridos a la esclera.

Como norma general, los métodos que miden la posición relativa del ojo con respecto a la cabeza son más utilizados para estudios óculo-motores dinámicos, mientras que los métodos que miden la posición del ojo con respecto al entorno son utilizados para estudiar las fijaciones de los sujetos sobre una interfaz gráfica de usuario. Los factores que decidirán qué metodología utilizar pueden ser reducidos a los siguientes (Lukander, 2003): i) precisión espacio-temporal, ii) adaptabilidad a las condiciones del experimento, iii) métodos invasivos y iv) coste. La precisión espacio-temporal debe ser considerada en relación a los objetivos del estudio. Una mayor precisión temporal dará como resultado una base de datos enorme, mientras que la precisión en el espacio requerirá una mayor estabilización del sujeto, o la utilización de métodos más invasivos. Las condiciones del experimento restringirán también en gran medida nuestra elección por una u otra metodología, como la libertad de movimientos del sujeto, la cantidad de luz ambiental y las limitaciones propias de nuestro estudio.

2.6.1. Electro-oculografía.

La *electro-oculography* (EOG) fue introducida por primera vez por Fenn y Hurst (1934). Este método utiliza la diferencia de potencial eléctrico entre la córnea y la

retina. El potencial corneo-retinal se genera probablemente por la carga eléctrica de las células foto-receptoras de la retina, y es del orden de 15-200 μ V, siendo la córnea positiva respecto a la retina (figura 2.12). El campo creado por el dipolo puede ser captado por electrodos de superficie colocados alrededor del ojo, y traducirse en rotaciones y movimientos (Collewijn, 1999).

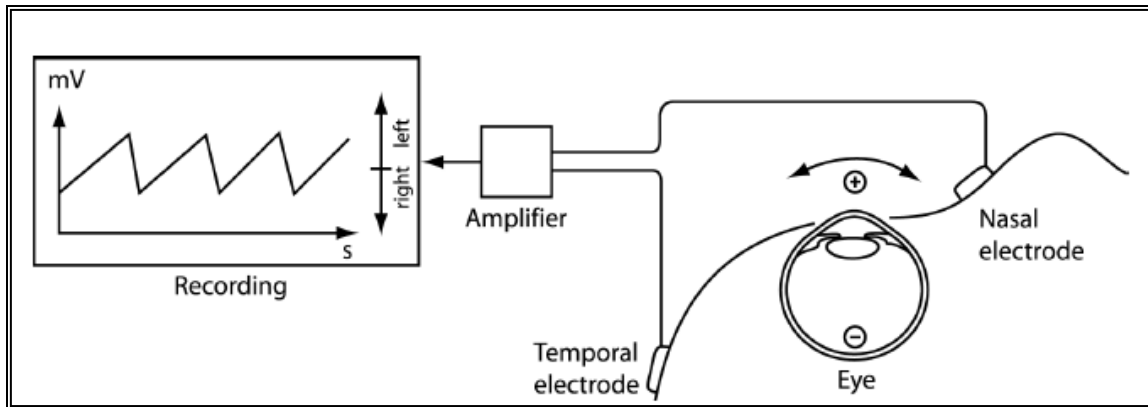


Figura 2.12. Configuración típica de un electrodo de EOG (adaptado de Grüsser, 1983).

Sin embargo este método tiene sus inconvenientes. Como el potencial eléctrico es generado por las células foto-receptoras de la retina, este potencial es susceptible de variar conforme cambia la luz ambiental y el tamaño de la pupila. Además los potenciales eléctricos de los músculos que rodean al ojo interfieren en la señal que queremos medir. A pesar de estas limitaciones, con unas condiciones controladas y un sujeto bien entrenado se pueden sacar datos válidos. La EOG proporciona una frecuencia de muestreo muy alta y una resolución de movimiento de un grado. También hay que decir que este método funciona mucho mejor con movimientos horizontales debido a la estructura anatómica de la cavidad ocular, y los movimientos asociados a los párpados. Así pues, este método es más útil para medir los movimientos relativos del ojo más que para medir la posición exacta.

La EOG se emplea con éxito en situaciones específicas donde es difícil aplicar otras técnicas (e.g., en el ámbito clínico como diagnóstico de problemas neurológicos revelados por patrones de movimientos oculares, estudio de ciertas características óculo-motrices durante el sueño). Esta técnica es poco invasiva y poco obstructiva, ya que sólo requiere la colocación de varios electrodos de superficie en la piel que rodea al ojo. Permite obtener un rango de movimiento ocular de $\pm 70^\circ$. Eso sí, hay que tener en cuenta que la relación entre el potencial y el ángulo de la posición del ojo es lineal sólo

dentro de un limitado rango vertical de $\pm 30^\circ$ y $\pm 15^\circ$ horizontal (Joyce, Gorodnitsky, King, y Kutas, 2002). Los sistemas de electrodo de superficie y sistemas para EOG son comercializados por diversas empresas tales como:

- Cambridge Research Ltd, (Cambridge Research Systems, 2012)
- Metrovision (Metrovision, 2014)

2.6.2. Oculografía Infrarroja (IR).

La *Infra-Red Oculography* (IROG) agrupa las técnicas que utilizan el reflejo difuso de una luz IR sobre la superficie del ojo. Una serie de luces IR se utilizan para iluminar el ojo, y una serie de foto-receptores recogen la luz reflejada. Se utiliza el limbo o el borde de la pupila para calcular la rotación del ojo (figura 2.13). Este sistema proporciona una gran resolución y una alta frecuencia de muestreo, pero suele ser difícil de calibrar. La calibración depende de la estabilidad de las luces y de los receptores durante los ensayos. Un desvío mínimo de este sistema de referencia entre luces y receptores, además de periodos prolongados de medición prolongados, podría invalidar los datos.

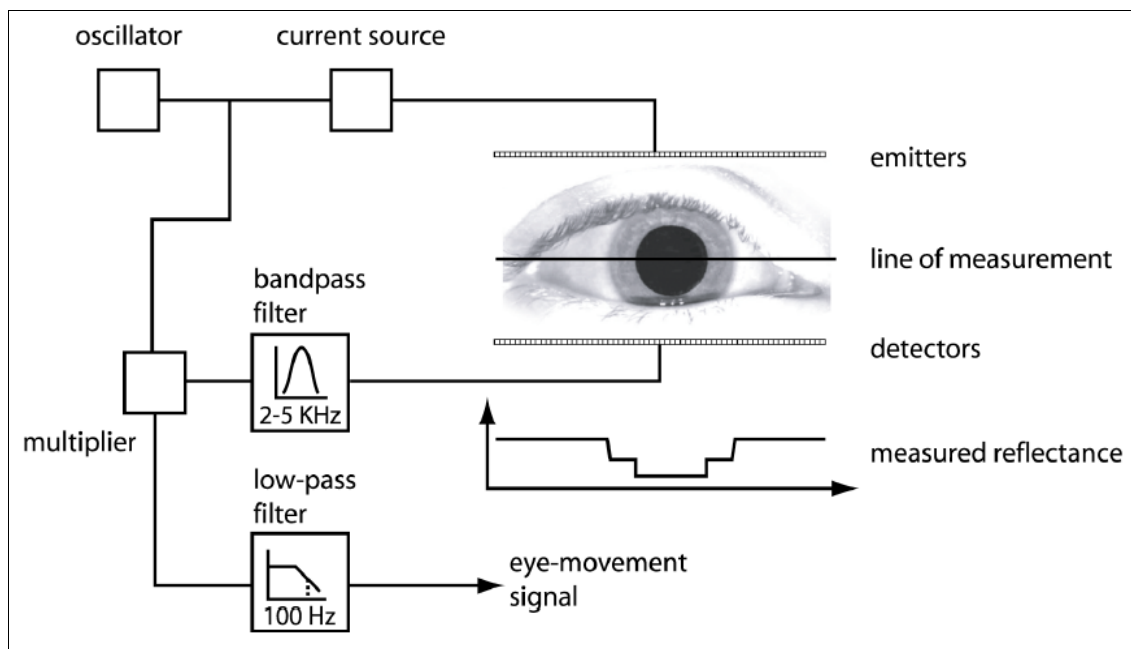


Figura 2.13. Esquema de medición IROG (adaptado de New Zealand Brain Research Limited, 2003).

Este método tiene grandes limitaciones. Por ejemplo, la detección de movimientos funciona bien en los movimientos horizontales sobre un amplio ángulo de $\pm 15^\circ$ y $\pm 40^\circ$, dependiendo del diseño del sistema pero durante movimientos verticales, la señal es mucho peor, o incluso inexistente, debido a la oclusión de la esclera o parte de la pupila por los párpados. Algunos sistemas comerciales que utilizan el IROG son:

- Skalar IRIS (New Zealand Brain Research Limited, 2013).
- MR Tracker (Cambridge Research Systems Ltd, 2012).

2.6.3. Sistemas basados en reflejos de Purkinje.

Las superficies anteriores y posteriores de la córnea y del cristalino constituyen cuatro superficies con diferentes índices de refracción debido a las distintas capas que las componen. Los reflejos de Purkinje (i.e., imágenes de Purkinje o de Purkinje-Sanson) son imágenes por reflexión sobre las distintas superficies refractivas del ojo (figura 2.14). Hay al menos cuatro imágenes de Purkinje que son visibles a la mirada de un ojo. La primera es el reflejo de la superficie externa de la córnea, también llamado punto de reflexión corneal. La segunda es el reflejo de la superficie interna de la misma. La tercera es el reflejo del exterior la superficie del cristalino. La cuarta es el reflejo de la superficie interna (posterior) del cristalino. Ésta, a diferencia de las otras tres anteriores, es una imagen invertida. Los reflejos se mueven de forma diferente en relación con el movimiento del ojo, debido a que el radio de curvatura de la córnea es menor que la distancia entre la superficie corneal y el centro del eje de rotación del ojo (Giovanzana, Savio, Meneghello, y Concheri, 2011).

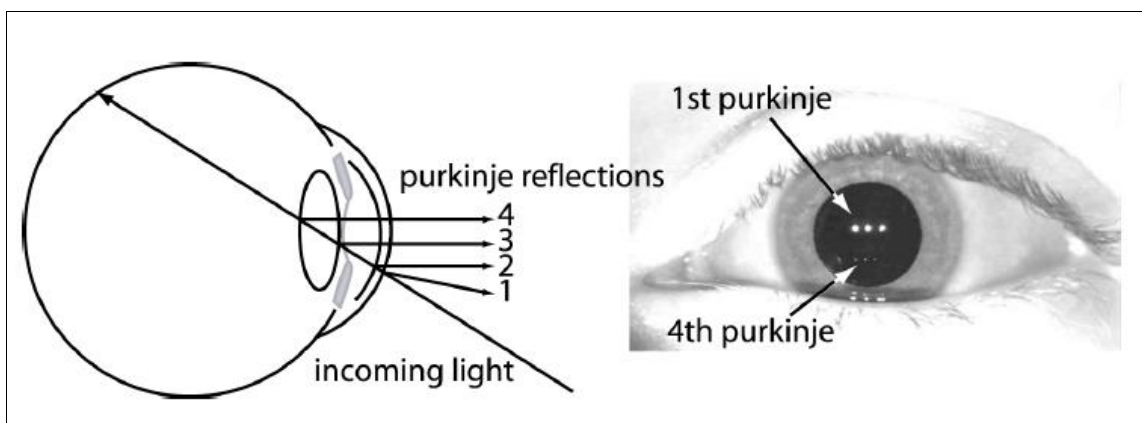


Figura 2.14. Reflejos de Purkinje (adaptada de Barry, Backes, y Pongs, 1998).

Los dispositivos que utilizan el primer reflejo de Purkinje registran el desplazamiento del brillo de la imagen especular de la luz. La relación entre la rotación del ojo y el desplazamiento del punto de reflexión corneal es prácticamente lineal, y se puede calibrar para calcular la dirección de la mirada (Duchowski, 2002). Otros sistemas utilizan la primera y la cuarta imagen de Purkinje, basándose en que la separación entre estos dos reflejos varía proporcionalmente durante la rotación del ojo. El problema de este método es la dificultad de capturar la cuarta imagen, ya que esta es difusa, y que en rotaciones muy amplias del ojo, el iris oculta este reflejo.

Sin embargo, este método es capaz de proporcionar una gran resolución, y es el único método capaz de registrar la acomodación del ojo (i.e., variación de las curvaturas del cristalino y de la córnea) para medir la profundidad focal del ojo. Sin embargo este método es muy sensible a la variación de la posición de las luces o de los receptores, por lo que siempre requiere la inmovilización de la cabeza. Actualmente el único sistema comercial basado en imágenes Purkinje es el Fourward DPI Eyetracker (Ward Electro-Optics Inc, 2013).

2.6.4. Dispositivo magnético-esclerótico.

El primero en poner en práctica esta técnica fue Robinson (1963). Este método está considerado como el sistema más exacto para las investigaciones óculo-motoras. Las señales de las bobinas reflejan directamente la posición de ambos ojos, ya que están fijadas a éste. Proporciona el posicionamiento 3D de los ojos en tiempo real sin restricciones. Concretamente, una bobina integrada en una lente de contacto de silicona se coloca sobre la córnea y el iris. La señal producida por esta bobina se mide con un amplificador.

Este método consiste en unas pequeñas bobinas de hilo conductor alimentadas por una pequeña corriente continua que generan un campo magnético discreto. Cuando otra bobina receptora se sitúa dentro de este campo magnético, se produce en ésta una señal eléctrica de bajo voltaje (figura 2.15). Esta señal es de la misma frecuencia que el campo que le rodea, y de una magnitud proporcional al seno del ángulo de rotación formado por las líneas de campo y la bobina, y el número de vueltas de hilo conductor de esta bobina receptora. Según la Ley de Faraday (1831), la magnitud de la señal

inducida es también proporcional a la frecuencia del campo, porque la inducción depende de la velocidad de cambio del flujo magnético.

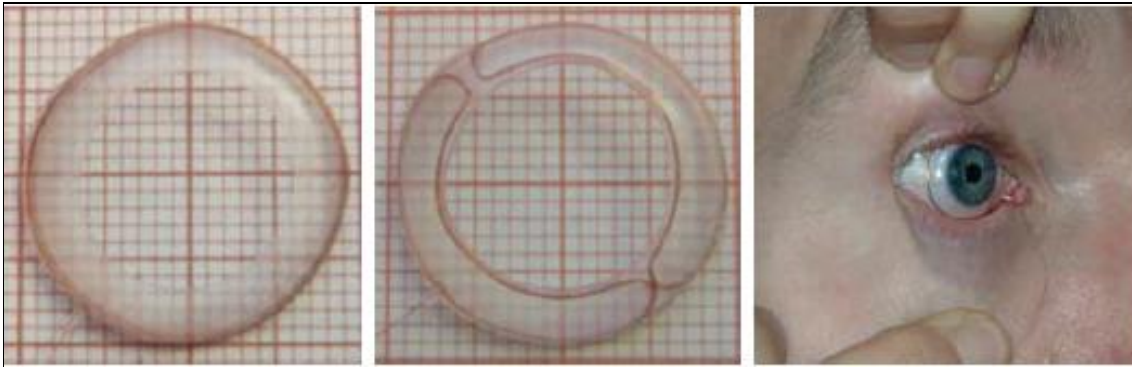


Figura 2.15. Lentillas con bobina magnética y su colocación en el ojo del sujeto (tomado de Chronos Vision, 2014).

Creando dos campos magnéticos con diferentes fases o frecuencias, y colocándolas de forma ortogonal en el espacio, este método puede ser usado para medir la posición tanto vertical como horizontal de la bobina (Φ and Θ , figura 2.15). La colocación de otra bobina en forma de ocho permite la medición de las rotaciones del ojo (Ψ), creando así un sistema de medición 3D para todos los movimientos oculares.

Sin embargo, este método es invasivo debido a la necesidad de colocar dos grandes lentes de contacto succionadoras para que no se muevan y con dos pequeños cables que salen de ellas. Esto hace que sean muy incómodas para el sujeto, lo que limita la duración del experimento a 30 min (Apkarian, Bour, van der Steen y Collewijn, 1999). Además, su elevado precio impide que se trate de un método extendido.

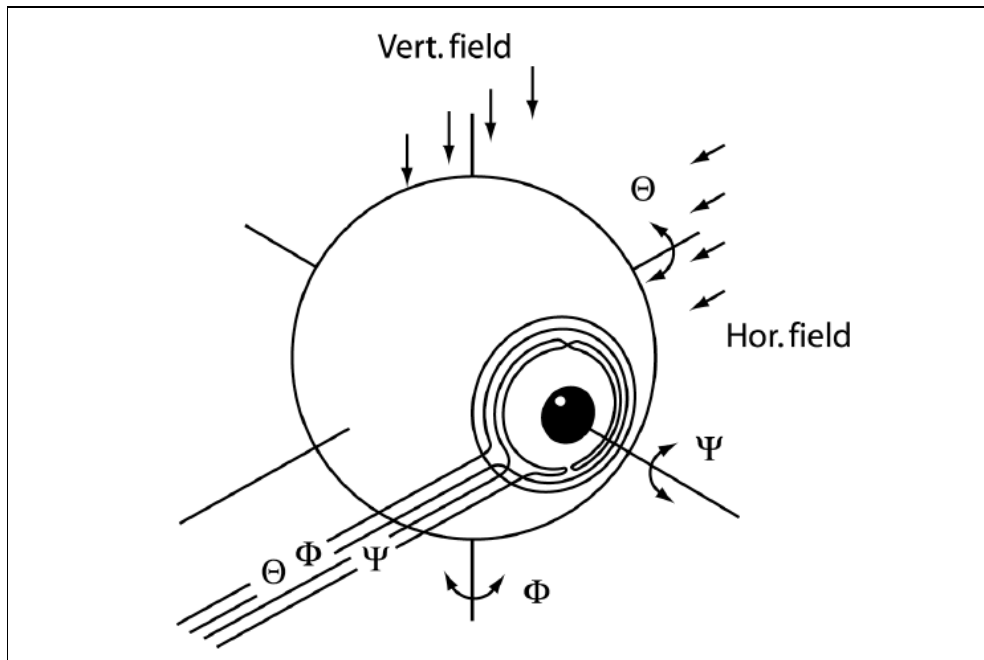


Figura 2.16. Funcionamiento del sistema de bobina (adaptado de Apkarian et al., 1999).

En la actualidad, existen dos sistemas:

- Primelec Eye Tracking System CS681 (Primelec, D. Florin, 2011).
- Scleral Search Coil (Chronos Vision, 2014).

2.6.5. Sistemas basados en video.

Los sistemas actuales en su mayoría están basados en técnicas de video. Éstos se basan sobre todo en la detección de los principales detalles del ojo, como la forma de la pupila o los reflejos de la luz en su superficie. En la figura 2.17 se puede ver como un sistema detecta el centro de la pupila y el punto de refracción corneal. El bulto corneal tiene una curvatura diferente que el resto globo ocular. La pupila se mueve en relación al centro de rotación del ojo, mientras que el punto de refracción corneal se mueve en relación al centro de la curvatura del bulto corneal. Aunque son muchos los sistemas actuales basados en video, se clasifican en 2 categorías: los sistemas de reconocimiento de formas y los que utilizan luz IR.

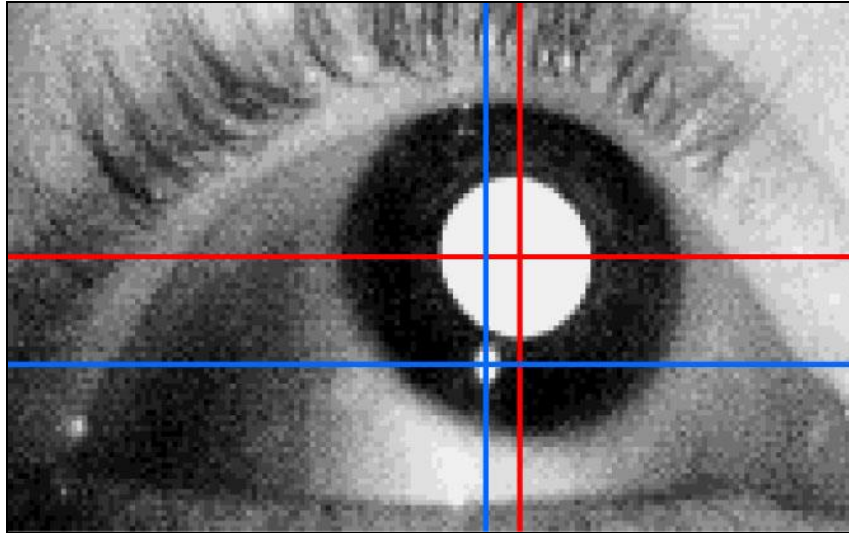


Figura 2.17. Detección del centro de la pupila (cruz roja) y refracción corneal (cruz azul).

Estos sistemas proporcionan una frecuencia de muestreo discreta de unos 50-60Hz, suficiente para detectar y discriminar los rápidos movimientos sacádicos. Existen sistemas con frecuencias más altas de muestreo (e.g., EyeLink *SR-Research* a 250 Hz y el Chronos *Skalar* a 400 Hz). Todos estos dispositivos ofrecen normalmente una precisión de 0,5°-1° de ángulo visual.

Este método tiene un gran potencial y actualmente el que más rápidamente ha avanzado, debido a la mejora de las cámaras en velocidad, tamaño y resolución, así como a la potencia de los ordenadores modernos, capaces de procesar en tiempo real el enorme flujo de datos que estos sistemas generan. Por ejemplo, Van der Geest y Frens (2001) realizaron un estudio para evaluar la precisión de un sistema basado en video (EyeLink, SR Research) comparado con un sistema invasivo muy preciso basado en lentillas magnéticas. El resultado fue que los dos sistemas se comportaban de manera muy similar, aportando prácticamente los mismos datos, de manera que había discrepancias de menos de $<1^\circ$ en un ángulo visual de 40° por 40° .

2.6.6. Sistemas de reconocimiento de formas.

Estos sistemas habitualmente se montan sobre una mesa, y el sujeto se sienta delante de ésta. Están compuestos normalmente de una cámara y un sistema de iluminación. El sujeto debe permanecer relativamente quieto, aunque el sistema permite

cierto rango de movimientos. Éste es el método menos invasivo de todos los que existen en la actualidad.

La cámara se encarga de registrar la imagen y en ésta se distinguen dos características: la pupila y el punto de reflexión corneal. Algunos sistemas también hacen un renderizado 3D de los rasgos faciales, para hacer un mejor seguimiento de los ojos. Se requiere una secuencia de calibración para que el sistema calcule mediante métodos matemáticos avanzados la dirección de la mirada (Xu y Lee, 2013).

Los principales sistemas actuales son estos:

- Tobii X2-30 Eye Tracker (Tobii Technology, 2013).
- D6 Optics (Applied Science Laboratories, 2014).

2.6.7. Métodos Basados en IR.

Cuando se ilumina al ojo con luz natural, se hace difícil la detección de un contorno claro del borde de la pupila, ya que se crean multitud de reflejos y el contorno se hace difuso (figura 2.17). Para eliminar estos reflejos, se utiliza una iluminación directa del ojo con luz de espectro cercano al infrarrojo (800-900nm), combinado con un filtro de luz que hace que la cámara obtenga una imagen muy nítida y de alto contraste, donde se define muy bien el contorno de la pupila del resto del ojo (e.g., iris, limbo, esclera).

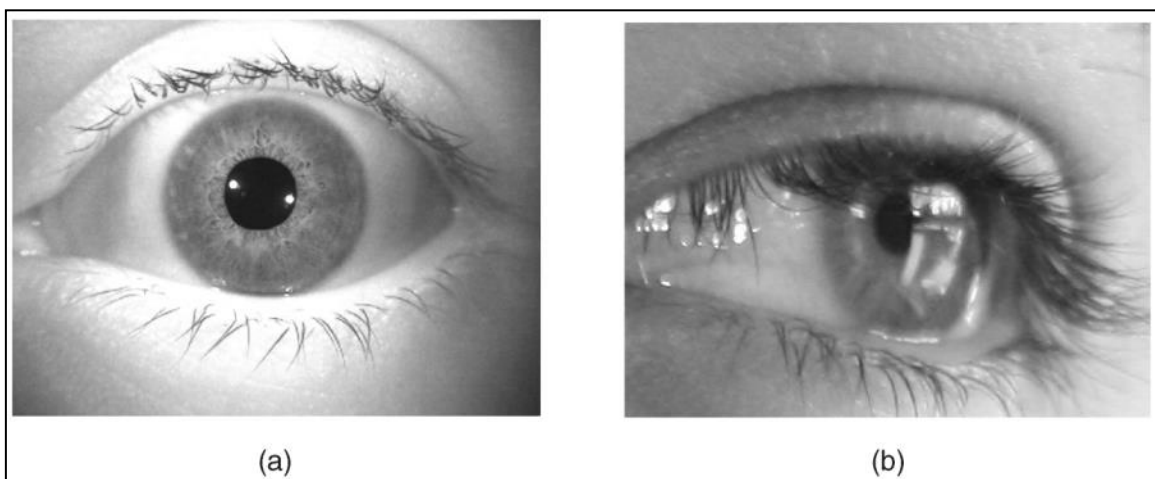


Figura 2.18. Diferencias en la nitidez de la pupila con diferentes fuentes de iluminación: luz infrarroja (a) y luz natural (b).

Existen dos sistemas principales para detectar la pupila mediante luz infrarroja (Babcock, 2005; Green, 1992). Uno basado en la pupila brillante y otro en la pupila oscura. Para comprender estos dos métodos, hay que saber que la retina y la córnea son altamente refractivas para la luz con longitud de onda cercana al infrarrojo (e.g., 800nm a 2500nm). Esto se ve de forma muy patente en el típico efecto de *ojos rojos* en las fotografías digitales, cuyos sensores son muy sensibles a la luz infrarroja. La luz reflejada en el fondo de la retina es el principio básico del método de la pupila brillante. El método de la pupila oscura es similar, pero la diferencia es que no se alinea la cámara con el eje de visión, así la luz que sale del ojo no provoca reflejo y la pupila permanece oscura. La figura 2.18 explica la diferencia entre los dos métodos de iluminación con la diferencia en la posición de las cámaras y fuentes de iluminación.

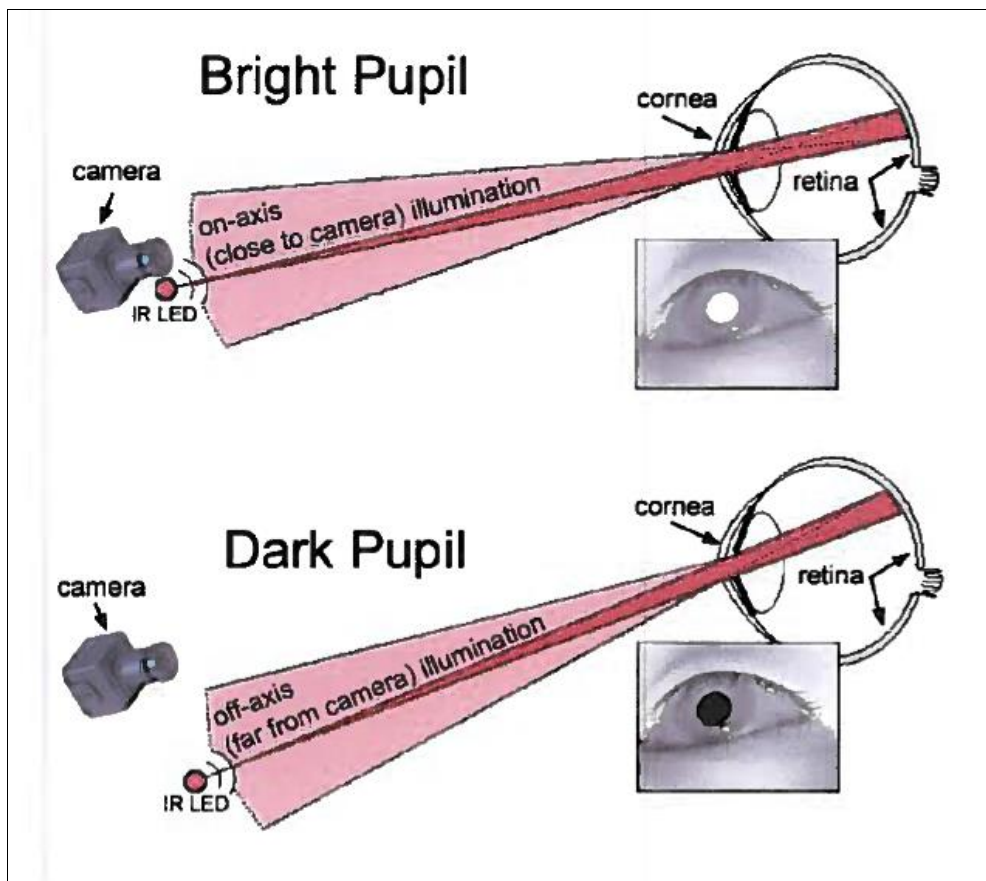


Figura 2.18. Método de pupila brillante y pupila oscura (tomado de Babcock, 2005).

Desde mediados de los años 70, estos dos métodos se han asentado como los estándares en los sistemas de seguimiento de la mirada por video. Algunos sistemas modernos incluso funcionan alternando los dos métodos, lo que les da una mayor versatilidad y robustez. Los sistemas portátiles o fijos capturan una imagen cercana del

ojo y utilizan normalmente el centro de la pupila como referencia, para discriminar los movimientos del ojo con respecto a los de la cabeza.

Como se ve en la figura 2.19, la utilización de la luz infrarroja simplifica el procesamiento de las imágenes por parte del ordenador ya que gracias a ella se obtiene una imagen muy clara, nítida y definida de la pupila; por lo que es más sencillo para el software detectar la elipse del ojo (Ebisawa, Tokunou, y Tsukahara, 2001; Zhu y Yang, 2002).

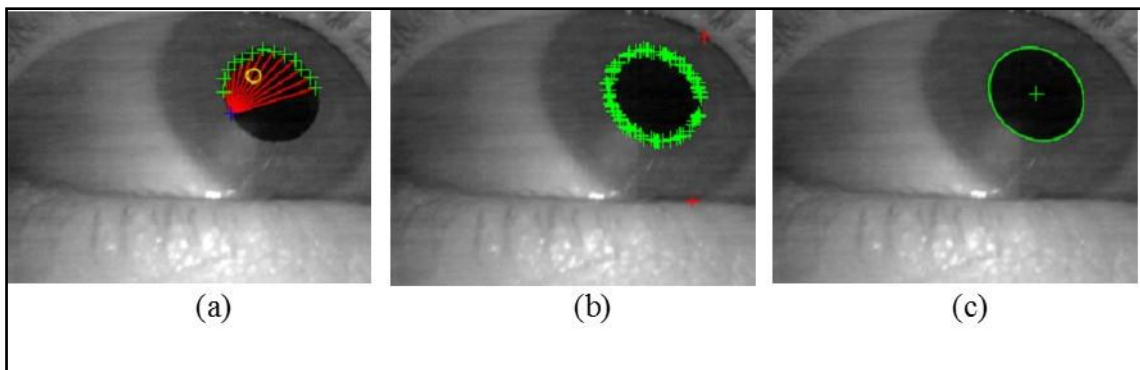


Figura 2.19. Algoritmo Starburst, basado en el modelo RANSAC, con detección de posibles formas candidatas a pupila (a), detección de bordes de la pupila (b) y superposición de elipse que mejor se ajusta al contorno de la pupila (c).

Cabe destacar que los sistemas basados en pupila oscura ofrecen un mejor rendimiento en situaciones al aire libre, donde la cantidad de luz natural influye en el tamaño de nuestra pupila, llegando ésta a ser muy pequeña en situaciones de luz solar intensa, lo que dificulta la utilización de los sistemas de pupila brillante. En exteriores, la luz infrarroja es muy abundante, sobre todo en días soleados, lo que puede afectar la captura de imágenes, quedando la imagen demasiado iluminada y no permitiendo distinguir la pupila claramente (Babcock, 2005). Existen multitud de sistemas que utilizan este método, como ser verá en el siguiente apartado.

2.6.8. Métodos no basados en IR.

Como se ha comentado en el apartado anterior, los sistemas basados en video utilizan frecuentemente iluminación con luz infrarroja ya que proporciona una imagen nítida del contorno de la pupila, fácilmente reconocible y detectable por los algoritmos utilizados y los sistemas de procesamiento de imágenes. El inconveniente de estos

sistemas es que funcionan de forma deficiente en entornos al aire libre, donde la presencia de luz infrarroja ambiente es elevada (Hansen y Hansen, 2005). Existen pocos sistemas que utilicen el espectro de luz visible, de hecho, en el momento de redactar el documento de Tesis Doctoral, sólo existe uno portátil aplicable al ámbito deportivo (i.e., software de código abierto de OpenEye; ver Li y Parkhurst, 2006).

2.7. SISTEMAS DE SEGUIMIENTO DE LA MIRADA COMERCIALES DISPONIBLES EN LA ACTUALIDAD


En la actualidad existe un gran abanico de posibilidades a la hora de escoger un sistema de seguimiento de la mirada. Existen empresas con gran tradición como Tobii Technologies y ASL y otras empresas más jóvenes como Grinbath que ofrecen diferentes soluciones a nuestras necesidades. Algunos de estos sistemas son muy avanzados, alcanzando grandes tasas de muestreo (hasta 500hz) y una movilidad difícilmente imaginada hace años (Hansen y Hansen, 2005). En la tabla 2.2 aparece una descripción de los 10 sistemas más relevantes hoy en día, destacando sus principales características. Entre las características analizadas destacan:

- *Tipo:* El sistema puede ser monocular o binocular. En caso de ser monocular el software debería incorporar algoritmos de corrección del efecto de paralelaje. Los sistemas binoculares son más precisos, pero son más costosos, pesados y necesitan más recursos para procesar las imágenes por duplicado.
- *Frecuencia:* La velocidad a la que se registra el video de la cámara del ojo, pues son los movimientos más veloces. Para la captura de los movimientos principales del ojo con 30hz es suficiente, aunque si se quiere incluir el análisis de los movimientos micro-sacádicos se necesitarían frecuencias de registro mayores.
- *Resolución:* La resolución de la cámara de escena, donde se registran los eventos que ve el sujeto. Una mayor resolución proporcionará una mejor distinción de los detalles y por supuesto una mejor interpretación de hacia dónde mira el sujeto.
- *Método:* *Corneal Reflection* (reflexión corneal), *Dark o Bright pupil* (pupila brillante u oscura) son los principales métodos utilizados. Hay sistemas que combinan varios métodos de localización de pupila.
- *Precisión:* Error del arco visual medido. Sistemas con una precisión menor entre 1°-1,5 ° se consideran válidos y fiables.
- *Ángulo de visión:* Campo visual que registra la cámara de escenario. A mayor ángulo, menores restricciones del sujeto.

- *Distancia óptima*: Existen sistemas con una profundidad de campo de trabajo ideal, donde la precisión es mayor. Otros sistemas no tienen este problema o dependen del calibrado.
- *Peso*: esta característica es muy importante, ya que de ella depende en gran medida la comodidad del sujeto y que no limite ni modifique su conducta habitual.
- *Inalámbrico*: La mayoría de los sistemas funcionan mediante cableado, aunque algunos sistemas incorporan módulos auxiliares que los dotan de esta funcionalidad. Ningún sistema incorpora la función wi-fi de forma original.
- *Observaciones*: Características a destacar de cada modelo.
- *Precio*: Coste económico al que se pueden conseguir estos sistemas a día de hoy (precios a Julio 2014).

Aunque el fabricante no siempre especifica todas las características de su producto, hemos destacado las características más importantes de cada uno.

Tabla 2.2. Diferentes sistemas comerciales y sus principales características.

SISTEMAS DE EYE TRACKING	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS
<p>ViewPoint EyeFrame Scene Camera (Arrington Research)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 640x480 • Método: Dark o bright pupil • Precisión: 0,3°-1° • Ángulo de visión: 56°h-42°v • Distancia óptima: - • Peso: - • Inalámbrico: No • Observaciones: muy ligeras • Precio: \$13.998

<p>SMI Eye Tracking Glasses 2.0 (Sensomotoric Instruments)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Binocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 960x720 • Método: Dark pupil y CR. • Precisión: 0,5° • Ángulo de visión: 60° h-46v • Distancia óptima: sin limitación • Peso: 68g + 246g grabador y batería • Inalámbrico: No • Observaciones: resolución alta, aplicación para tablet/móvil. • Precio:-
<p>EyeLink II (SR Research)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Binocular • Frecuencia: 500 Hz • Resolución: • Método: Purkinje. • Precisión: 0,25°-0,5° • Ángulo de visión: • Distancia óptima: sin limitación • Peso: • Inalámbrico: No • Observaciones: calibración rápida • Precio: \$52.073
<p>Mobile eye tracking - Tobii Glasses (Tobii Technology)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Binocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 640x480 • Método: Dark pupil • Precisión: 0,5° • Ángulo de visión: 56° h-40v • Distancia óptima: sin limitación • Peso: 75g + 200 g grabador y batería • Inalámbrico: No • Observaciones: resolución alta, aplicación para tablet/móvil. • Precio: \$32.900 hardware + \$12.900 software



<p>Eye Mark Recorder EMR-9 (NAC Image Technology)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Binocular • Frecuencia: 60 Hz • Resolución: 640x480 • Método: Dark pupil • Precisión: - • Ángulo de visión: 42°h • Distancia óptima: - • Peso: 75g + 700 g grabador y batería • Inalámbrico: Opcional • Observaciones: ligeras • Precio: \$15.000
<p>Type L EyeTechSensor (PERTECH Perception Technologies)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 25 Hz • Resolución: 640x480 • Método: Dark pupil • Precisión: - • Ángulo de visión: 42°h • Distancia óptima: - • Peso: 70g + 100g controlador • Inalámbrico: No • Observaciones: Con unidad de control • Precio: -
<p>Mobile Eye-XG Eye (ASL)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 960x720 • Método: Dark pupil y CR • Precisión: 0,5° • Ángulo de visión: 50°h-40°v • Distancia óptima: - • Peso: 64g + 715g unidad wireless • Inalámbrico: Opcional • Observaciones: alta resolución • Precio: -

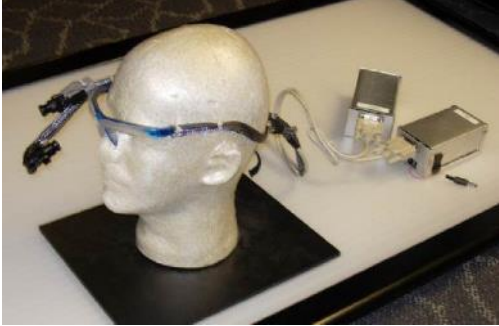

<p>EyeGuide® - Mobile Tracking (Grinbath)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 1280x720 • Método: Dark pupil • Precisión: 0,5° • Ángulo de visión: 97°h-40°v • Permite movimiento de la cabeza: Si • Distancia óptima: - • Peso: 350g • Inalámbrico: Si • Observaciones: Funciona con gafas, postcalibrado. • Precio: \$9.999
<p>Dikablis Glasses (Ergoneers)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 50 Hz • Resolución: 768x576 • Método: Dark pupil • Precisión: 0,5° • Ángulo de visión: 45°-120° • Distancia óptima: - • Peso: 69g • Inalámbrico: Opcional • Observaciones: Funciona con gafas • Precio: -
<p>C-ETD (Chronos Vision)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Binocular • Frecuencia: 50-400 Hz • Resolución: 768x576 • Método: Dark pupil • Precisión: - • Ángulo de visión: 60°h-50°v • Distancia óptima: - • Peso: 400g • Inalámbrico: No • Observaciones: Permite tracking 3D • Precio: \$17.000

2.8. SISTEMAS DE CÓDIGO ABIERTO Y BAJO COSTE.

En la actualidad existen algunos proyectos de sistemas de *eye tracking* de bajo coste y código abierto, en los que el autor deja a disposición de la comunidad el software para que la gente lo descargue, utilice o modifique según sus necesidades, así como las instrucciones para construir el dispositivo si es necesario. La mayoría de estos softwares *Open Source* están diseñados para asistir a personas con diversidad funcional, mediante la captura de movimientos del ojo y su utilización para manejar dispositivos electrónicos, ya sea como ratón o como teclado (*Bink-IT*, *I4Control*, *MagicEye*, *EyeWriter* y *TrackEye*). Existen soluciones completas, como los sistemas *Dias Eye Tracker*, *ExpertEyes* y *OpenEyes* cuyas características podemos ver en la siguiente tabla 2.3.

Tabla 2.3. Diferentes sistemas de bajo coste y sus principales características.

SISTEMAS DE EYE TRACKING	ESPECIFICACIONES TÉCNICAS
<p style="text-align: center;">ExpertEyes (Babcock y Pelz, 2004)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 628x582 • Método: Dark o bright pupil • Precisión: 0,5°-1° • Ángulo de visión: 56°h • Distancia óptima: - • Peso: 120g + mochila con pc portatil • Inalámbrico: No • Observaciones: muy ligeras • Precio: 280€
<p style="text-align: center;">Haytham (Dias Eye Tracker) (Mardanbeigi, 2014)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 510x492 • Método: Black pupil • Precisión: 0,5°-1° • Ángulo de visión: 54° • Distancia óptima: sin limitación • Peso: 210g • Inalámbrico: Si • Observaciones: solo permite movimientos leves de la cabeza, distancia máxima 10 m. • Precio: 150€

<p style="text-align: center;">OpenEyes (Li y Parkhurst, 2006)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 640x480 • Método: Black pupil • Precisión: 0,6°-1° • Ángulo de visión: 45° • Distancia óptima: sin limitación • Peso: 700g + mochila con pc portatil • Inalámbrico: No • Observaciones: cámaras FireWire en desuso hoy en día • Precio: 300€
<p style="text-align: center;">Pupil Headset (Kassner y Patera, 2013)</p> 	<ul style="list-style-type: none"> • Tipo: Monocular • Frecuencia: 30 Hz • Resolución: 1280x720 • Método: Black pupil • Precisión: 0,5°-1° • Ángulo de visión: 68° • Distancia óptima: sin limitación • Peso: 110g • Inalámbrico: No • Observaciones: muy ligero y versátil • Precio: 380€

Como se observa en la tabla 2.3, estos proyectos incorporan casi todas las características de los sistemas comerciales. Como referencia de diseño de software para esta Tesis Doctoral se utiliza el sistema *OpenEyes* de Li y Parkhurst (2006), usando la base del sistema *pupil* (Kassner y Patera, 2012) para el desarrollo del software. En torno a este software se ha generado una comunidad de desarrolladores de la que formamos parte y cuya base se utiliza para la creación de nuestro software.

Todos estos sistemas son de bajo coste, no superando los 400€ en ningún caso. También incluyen software de código abierto, que permite la modificación del código para adaptarlo a las necesidades de investigación; implementando además nuevas funciones.

2.9. CRITERIOS DE CALIDAD DE UN SISTEMA DE SEGUIMIENTO DE LA MIRADA.

Goldberg y Wichansky (2003) recogieron una serie de requisitos para evaluar la utilidad y funcionalidad de los sistemas de seguimiento de la mirada. Estos requisitos son:

a) Las sesiones de medición normalmente están sujetas a limitaciones temporales, por lo que los procesos de calibración y configuración deben ser rápidos.

b) El sistema debe funcionar en entornos de medición relativamente variados. No debe impedir al sujeto realizar movimientos y comportamientos habituales durante la sesión.

c) Las herramientas de software deben realizar análisis automático de fijaciones y sacádicos, y otros parámetros significativos, como fijaciones dentro de las áreas de interés y transiciones entre ellas.

d) Se deben desarrollar los estándares de funcionalidad de los actuales y futuros sistemas (e.g., frecuencia de muestreo, calibración, muestreo...) para que se puedan hacer estudios comparativos entre diferentes sistemas e interpolar datos entre distintos estudios.

También, Karn, Ellis, y Juliano (1999) recogieron la opinión de participantes de diferentes ámbitos (e.g., informática y programación, evaluación de la usabilidad, diseñadores de interfaz de usuarios, ergonomía, y psicología) durante un taller en el congreso de Computer-Human Interaction de 1999 (CHI'99) respecto a los sistemas de seguimiento de la mirada. Los participantes concluyen que merece la pena el tiempo y el esfuerzo invertido en registrar datos sobre comportamiento visual aun cuando el campo de estudio es bien conocido. El estudio generó una lista de razones para usar los sistemas de seguimiento de la mirada en estudios de utilidad y funcionabilidad:

- Integración con otros tipos de datos.
- Ayuda a discriminar cuando el sujeto no es productivo.
- Miden cuanto tiempo el sujeto está mirando al área de interés.
- Captura de la secuencia de la trayectoria de la mirada.
- Se puede evaluar la estrategia de la trayectoria ocular.

- Permite entender la ejecución de los expertos para mejorar el entrenamiento.
- Permite explicar diferentes conductas individuales de rendimiento.
- Permite registrar datos relevantes no conscientes para los sujetos.

También Lukander (2003), donde analizaba sistemas de seguimiento de la mirada para evaluar la usabilidad e interfaz de dispositivos móviles, establece los criterios de calidad de un sistema de seguimiento de la mirada:

- Facilidad de uso:
 - El equipo tiene que permitir una rápida configuración y calibración.
 - El registro de datos y el análisis tiene que ser simple y rápido.
 - Permite la visualización en tiempo real de la trayectoria de la visión.
- No obstructivo e invasivo:
 - Contacto mínimo con el sujeto.
 - Que no limite el movimiento de los sujetos.
 - Que no obstruya la visión.
- Que permita registrar a varios usuarios a la vez.
- Precisión, con una resolución mínima de 0,5°.
- Rápido, con una frecuencia de muestreo de al menos 30Hz.
- Robusto
- Capaz de medir a cualquier persona.
- Pequeño, ligero y de bajo coste.
- Compatible con software propietario comercial.
- Flujo de datos permanente integrados y sincronizados.

Estos criterios serán los que guíen el diseño y construcción del sistema de seguimiento de la mirada, uno de los objetivos fundamentales en la presente Tesis Doctoral. La inclusión de estos criterios queda reflejada en el apartado dedicado al desarrollo del hardware y software del siguiente capítulo de la Tesis Doctoral (Método de Investigación).



01

02

03 CAPÍTULO

04 OBJETIVOS E HIPÓTESIS

05

06

07

08

09

10

3.1. OBJETIVOS DE LA INVESTIGACIÓN.

Los objetivos que se plantean en la presente Tesis Doctoral son:

3.1.1. Respecto al proceso de validación y fiabilidad del *eye tracker*:

1. Diseñar y construir un hardware de *Eye Tracking*, válido y fiable, con característica inalámbrica y de bajo coste aplicado a la escalada deportiva.
2. Desarrollar un software de *Eye tracking* que permita un manejo sencillo del hardware y que facilite el proceso de análisis de datos.
3. Implementar un sistema tecnológico de registro ocular (*Eye tracker*) versátil capaz de utilizarse en diferentes condiciones de iluminación (e.g., en exteriores con luz natural e interiores con luz artificial) y durante situaciones reales de competición deportiva.

3.1.2. Respecto a la fase de aplicación en escalada deportiva:

4. Generar en laboratorio un entorno de investigación que recree, de la forma más similar posible, las condiciones estímulares presentes en una competición real de escalada deportiva en rocódromo.
5. Comparar las estrategias perceptivas de dos grupos de escaladores de diferente nivel deportivo durante una tarea representativa en escalada deportiva como es la modalidad *a vista en bloque*.
6. Conocer las relaciones que existen entre destreza perceptiva, atención, memoria, y rendimiento deportivo en la modalidad de escalada deportiva *a vista en bloque*.

3.2. HIPÓTESIS DE LA INVESTIGACIÓN.

Las hipótesis que se plantean en la presente Tesis Doctoral son:

3.2.1. Respecto al proceso de validación y fiabilidad del *eye tracker*:

- Hipótesis 1: El *eye tracker* desarrollado es un sistema válido de registro ocular al conseguir un error en la precisión de la medida inferior a 1°-1,5° de arco visual.
- Hipótesis 2: El *eye tracker* desarrollado es un sistema fiable de registro ocular al presentar consistencia en la medida cuando se aplica en diferentes sujetos y condiciones ambientales, así como durante tareas reales de escalada deportiva.

3.2.2. Respecto a la fase de aplicación en escalada deportiva:

- Hipótesis 3: La estrategia de búsqueda visual (i.e., número y tiempo de fijación visual en las diferentes presas) del grupo de Nivel *avanzado* será distinta a la del grupo de Nivel *intermedio* durante la percepción del rocódromo debido a su mayor destreza perceptiva.
- Hipótesis 4: El grupo *avanzado* de escaladores mostrará una mayor relación que el grupo *intermedio* entre la verbalización de la respuesta (i.e., la planificación de la acción), estrategia perceptiva empleada y la calidad de la ejecución (determinada por juicio de expertos); liderando dicha relación un mayor rendimiento en la tarea (i.e., realizar la vía en menos tiempo).



01
02
03

04 CAPÍTULO

05 MÉTODO

06
07
08
09
10

Para facilitar la lectura y comprensión del texto actual se divide el método en dos partes bien definidas. La primera parte estará dedicada al desarrollo del sistema de seguimiento de la mirada creado para la actual Tesis Doctoral, tanto de hardware como de software, y su posterior proceso de validación y fiabilidad. La segunda parte ocupará la aplicación de dicho sistema tecnológico de registro ocular a escaladores para estudiar sus estrategias de búsqueda visual durante la percepción de un rocódromo y la identificación de la vía de escalada más adecuada.

PARTE I: DESARROLLO DEL SISTEMA DE REGISTRO OCULAR A NIVEL DE HARDWARE y SOFTWARE

4.1. HARDWARE

4.1.1. Introducción.

Para el desarrollo de este dispositivo tecnológico se realiza una extensa búsqueda bibliográfica y consulta de registro de patentes, verificando que actualmente existen muchos modelos (ver apartados 2.7 y 2.8), cada uno con sus ventajas e inconvenientes. Del análisis de estos modelos, se seleccionan las características que podrían ser útiles para el actual dispositivo y se establecen otras nuevas que mejoren las prestaciones respecto a modelos anteriores.

El desarrollo del hardware se orienta a la creación de un sistema de registro ocular inalámbrico y portable que tuviera gran versatilidad a fin de poder ser utilizado en multitud de tareas en el dominio deportivo. Un sistema que permitiera además capturar imágenes tanto del ojo como del entorno con calidad suficiente para poder ser analizados después con precisión y extraer información relevante.

4.1.2. Desarrollo.

La captura de video es uno de los procesos más importantes, ya que de la eficacia de esta cadena de componentes dependerá la calidad de las imágenes finales que serán procesadas. Es importante ser meticuloso en el proceso de selección de componentes, así como su compatibilidad con el resto de la cadena de medida. Los sensores de imagen hoy en día necesitan un ancho de banda muy grande, ya que proporcionan enormes flujos de datos de manera continua. Si alguno de los componentes utilizados supone un cuello de botella con respecto este flujo de datos, puede resultar en una pérdida de datos. El diseño de este nuevo dispositivo tendrá como una de sus características evitar la pérdida de información (e.g., pérdidas de imágenes o desincronización entre las imágenes del ojo y del escenario) para obtener el mejor rendimiento posible.

4.1.2.1. Sensor CMOS.

Hoy día existen dos tipos de tecnologías principales utilizadas para la fabricación de sensores de cámaras digitales. Se trata de los *Charge Coupled Device* (CCD) y *Complementary Metal Oxide Semiconductor* (CMOS). Ambos tipos de sensores están formados en su esencia por semiconductores de metal-óxido (MOS) y están distribuidos en forma de matriz. Su función es la de acumular una carga eléctrica en cada una de las celdas de esta matriz. Estas celdas son los llamados píxeles. La carga eléctrica almacenada en cada píxel, dependerá en todo momento de la cantidad de luz que incida sobre el mismo. Cuanta más luz incida sobre el píxel, mayor será la carga que este adquiera.

Aunque en su esencia, los CCD y CMOS funcionan de una manera muy similar, hay algunas diferencias que diferencian ambas tecnologías. En el caso del CCD, éste convierte las cargas de las celdas de la matriz en voltajes y entrega una señal analógica en la salida, que será posteriormente digitalizada por la cámara. En los sensores CCD (figura 4.1), se hace una lectura de cada uno de los valores correspondientes a cada una de las celdas, requiriendo un convertidor analógico-digital para traducir esta información en forma de datos. En este caso, la estructura interna del sensor es muy simple, pero tiene el inconveniente de la necesidad de un chip adicional que se encargue del tratamiento de la información proporcionada por el sensor, lo que se traduce en un gasto mayor y equipos más grandes.

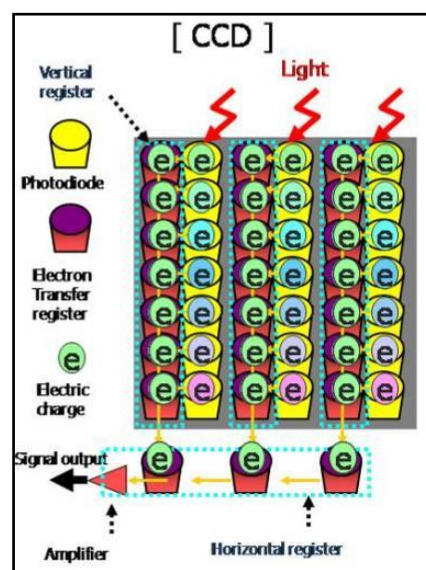


Figura 4.1. Esquema de funcionamiento de un sensor CCD (tomado de Liarte, 2009).

En el caso del CMOS, aquí cada celda es independiente. La diferencia principal es que aquí la digitalización de los píxeles se realiza internamente en unos transistores que lleva cada celda, por lo que todo el trabajo se lleva a cabo dentro del sensor y no se hace necesario un chip externo encargado de esta función. Con esto se consigue reducir costes y equipos más pequeños (figura 4.2).

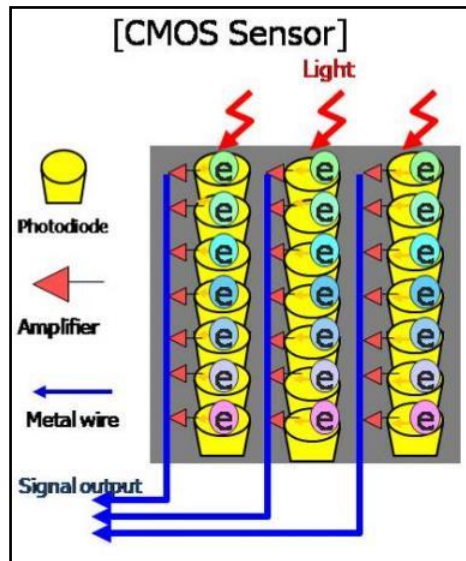


Figura 4.2. Esquema de funcionamiento de un sensor CMOS (tomado de Liarte, 2009).

Comparativamente, el sensor CCD supera en rango dinámico (e.g., coeficiente entre la saturación de los píxeles y el umbral por debajo del cual no captan señal) al CMOS, ya que el CCD, al ser menos sensible, tolera mejor los extremos de luz. En cuanto al ruido, también los sensores CCD son superiores a los CMOS. Esto es debido a que el procesado de la señal se lleva a cabo en un chip externo, el cual puede optimizarse para realizar esta función. En cambio, en el CMOS, al realizarse todo el proceso de la señal dentro del mismo sensor, los resultados son peores ya que hay menos espacio para colocar foto-diodos encargados de recoger la luz.

Respecto a la respuesta uniforme (e.g., el resultado que se espera de un píxel sometido al mismo nivel de excitación que los demás, y que éste no presente cambios apreciables en la señal obtenida) de nuevo el CCD presenta un mejor comportamiento al ser toda la matriz de píxeles uniforme, mientras que el CMOS al estar constituido por

píxeles individuales, le hace más propenso a sufrir fallos aunque la adición de circuitos con realimentación permite subsanar este problema.

Por el contrario, los sensores CMOS ofrecen más calidad, son más baratos de fabricar, y son más sensibles a la luz debido a que los amplificadores de señal se encuentran en la propia celda, por lo que hay un menor consumo de energía a igualdad de alimentación. Hay que destacar la mayor velocidad de estos sensores respecto a los CCD debido a que todo el procesado se realiza dentro del propio sensor.

Para el primer prototipo de desarrollo, una vez conocidas las características de los sensores CCD y CMOS, se decide utilizar una mini cámara con un CMOS de $\frac{1}{4}$ pulgadas (figura 4.3), al reunir las características de buena resolución, tamaño y frecuencia.

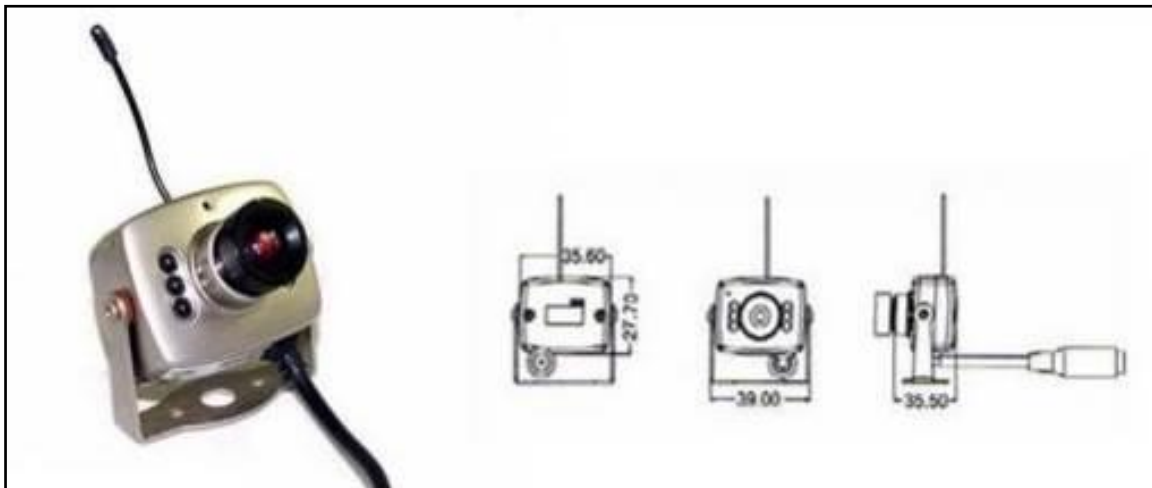


Figura 4.3. Mini cámara utilizada en el primer prototipo.

Para el segundo prototipo se utiliza una micro-cámara con las mismas características que el modelo anterior, pero en un tamaño mucho más pequeño, lo que aporta ligereza al sistema y menos oclusión para el ojo grabado (Figura 4.4).

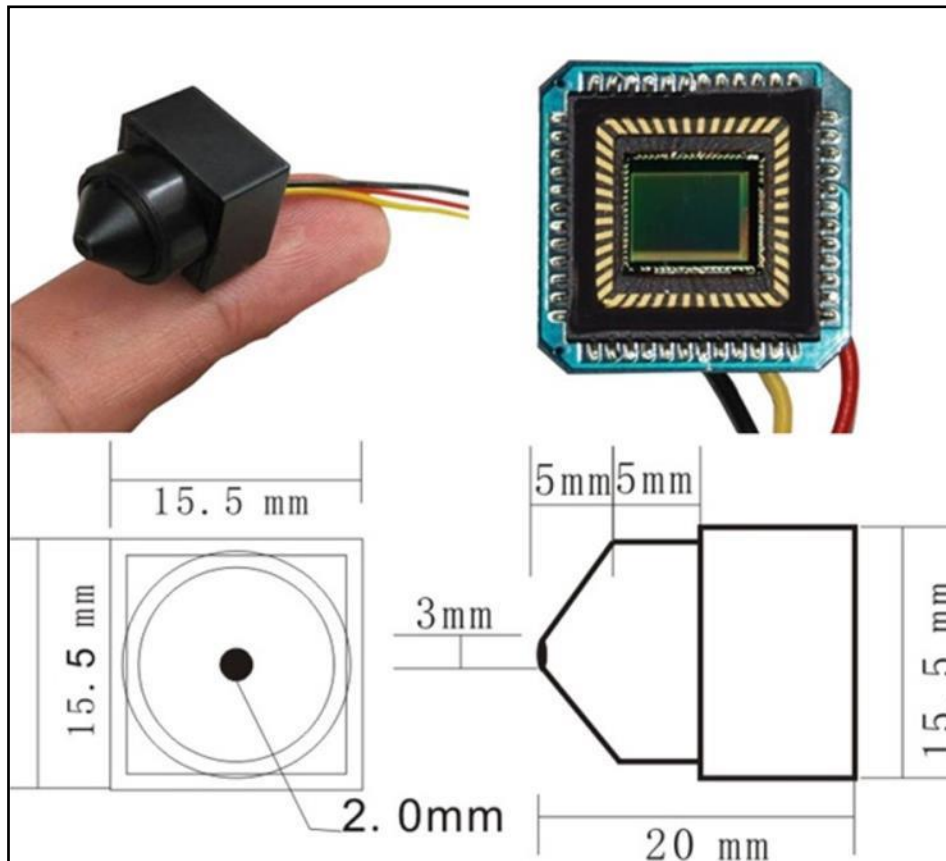


Figura 4.4. Micro-cámara utilizada tanto en la cámara del ojo como en la cámara frontal (arriba-izq.) y sensor CMOS de 1/4' (arriba-dra.). Abajo las dimensiones del dispositivo.

En la tabla 3.1 se concretan las características de la cámara utilizada.

Tabla 3.1. Características técnicas de la cámara.

Sensor	Chip simple 1/4CMOS	
Número de píxeles	NTSC:720(H)×480(V)	PAL:720(H)×576(V)
Tamaño del sensor	3.584mm(H)×2.688mm(V)	
Sensibilidad	0,1Lux/F2,8	
S/n ratio	48dB	
Salida video	1,0V p-p/75ohm	
Peso	6g	
Tamaño	15,5X15,5X20mm	
Corriente de trabajo	DC12V: 45mA DC5V: 95mA	
Alimentación	DC:3,6V-24V	
Temperatura de funcionamiento	- 10° C ~ +50°C, menos que 90% RH	

4.1.2.2. Micro-controlador.

El sensor de CMOS no puede funcionar por sí sólo, así que necesita de un micro-controlador externo que controle sus funciones e interprete sus datos. El flujo de datos procedente del sensor es convertido mediante este dispositivo en paquetes para ser enviados por diferentes vías (e.g., USB, LAN o FireWire) o convertidos en una señal analógica para ser enviado vía cable RCA como video compuesto u otro estándar. Para el actual dispositivo se utiliza un micro-controlador modelo 78M08-05I (figura 4.5), caracterizado por traer ya montado el sensor y llevar provisto una salida de video compuesto analógico para poder ser enviada por radiofrecuencia.

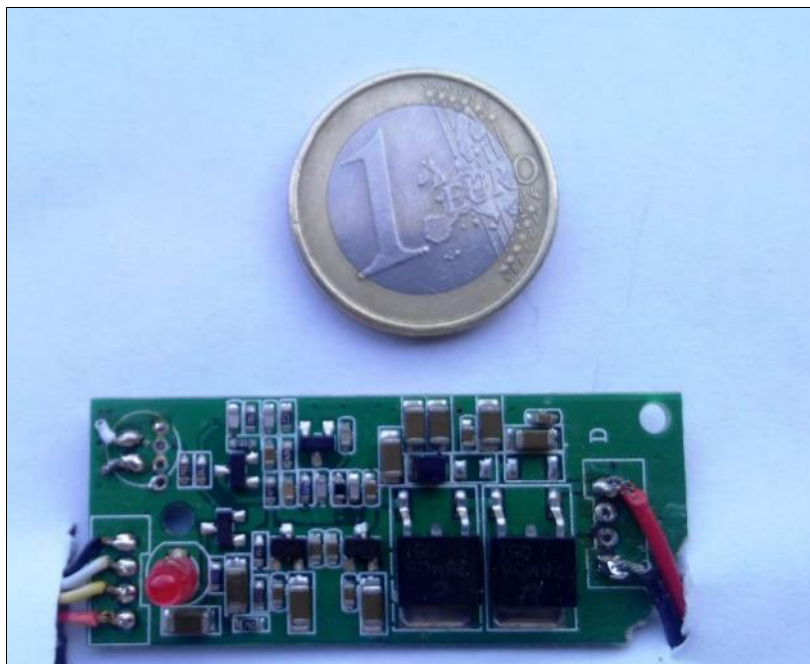


Figura 4.5. Micro-controlador utilizado en nuestro dispositivo.

4.1.2.3. Comunicación entre el dispositivo y el ordenador.

Se analiza en detalle diferentes opciones para la transmisión de datos, entre las que se encuentran las interfaces: USB 2.0, USB 3.0, FireWire (IEEE 1394), Ethernet (LAN). El USB o *Universal Serial Bus* se trata tanto de un medio de transmisión de datos como de una fuente de energía para los periféricos que se conecten a este puerto, por lo que se configura como una conexión ideal para aquellos dispositivos que no necesiten una gran cantidad de energía para funcionar, ya que proporciona 5v de salida, lo que es más que suficiente para hacer funcionar pequeños periféricos como ratones, teclados, unidades de almacenamiento y cámaras web (Figura 4.5a).

Inicialmente, se utilizó el puerto USB 1.0 y 1.1, con una velocidad de transmisión de 1,5 Mbits/s (para teclados y ratones) y una velocidad máxima de 12Mbits/s. En el año 2.000 se implementa el USB 2.0, que es la que se utiliza actualmente. Su principal diferencia es que tiene una velocidad de transmisión de 480 Mbits/s, aunque en la práctica rara vez sobrepasa los 300 Mbits/s de forma estable. En su última revisión, se lanzó el USB 3.0 con una velocidad de transmisión de hasta 5 Gbit/s (e.g., 10 veces más rápido que el USB 2.0), consiguiendo reducir significativamente el tiempo requerido para la transmisión de datos, el consumo de energía y permitiendo compatibilidad con el USB 2.0.

El puerto IEEE 1394 (Firewire) es un estándar de conexión de alta velocidad desarrollado por Apple a mediados de los 90 (Figura 4.5b) que requiere un mayor voltaje en su salida de alimentación (hasta 25-30 voltios). Tiene una velocidad en su estándar Firewire 400 de 400Mbits/s, ligeramente inferior a la que proporciona el USB 2.0, pero que en la práctica ofrece una mayor velocidad y, sobre todo, más estable. Una característica de los conectores Firewire es que son compatibles con Macintosh, lo que permite que una cámara o un escáner estén, de forma simultánea, conectados a un PC y a un Mac. Existe incluso otro tipo de puerto Firewire denominado Firewire 800, o IEEE1394b, con una velocidad de transmisión de 800 Mbits/s.

El puerto Ethernet se trata de un formato diferente. Por un lado, no transmite casi energía, sólo datos (Figura 4.5c). Una conexión de Gigabit Ethernet, también será más rápida que USB 2.0, ya que transfiere datos a velocidades de hasta 125 MB/s (un byte = ocho bits), lo que lo hace dos veces más rápido que el máximo teórico del USB 2.0. Además, un cable Ethernet puede ir a unos 100 metros sin degradar la calidad de la señal. Esa es una de las razones por las cuales Ethernet es el estándar para la conexión de dispositivos fijos de computación en un hogar o lugar de trabajo, además de que los cables de Ethernet son mucho más baratos por metro que los de USB o Firewire. Además, cualquier ordenador relativamente moderno cuenta con un controlador Gigabit Ethernet incluido.

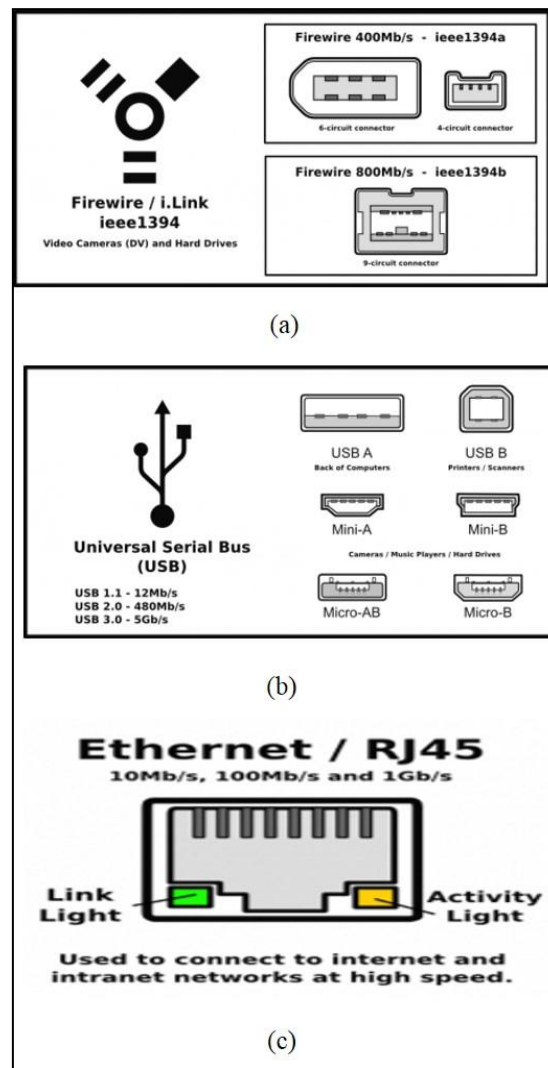


Figura 4.5. Diferentes puertos candidatos para ser utilizados con nuestro dispositivo: IEEE 1394 Firewire (a), USB (b) y Ethernet (c).

La tecnología Wi-Fi (Wireless Fidelity) es una tecnología de transmisión inalámbrica muy extendida hoy en día. Los estándares IEEE 802.11b, IEEE 802.11g e IEEE 802.11n disfrutan de una aceptación internacional debido a que la banda de 2,4 GHz está disponible casi universalmente, con una velocidad de hasta 11 Mbit/s, 54 Mbit/s y 300 Mbit/s, respectivamente. En la actualidad ya se maneja también el estándar IEEE 802.11a, conocido como Wi-Fi 5, que opera en la banda de 5 GHz y que disfruta de una operatividad con canales relativamente limpios. La banda de 5 GHz ha sido recientemente habilitada y, además, no existen otras tecnologías (e.g., Bluetooth, ZigBee, WUSB) que la estén utilizando, por lo tanto existen muy pocas interferencias. Su alcance es algo menor que el de los estándares que trabajan a 2,4 GHz debido a que

la frecuencia es mayor (e.g., a mayor frecuencia, menor alcance). La desventaja es que en la actualidad no está muy implantado.

En la tabla 3.2 se resumen las características de los diferentes puertos analizados para su consideración en el desarrollo del actual dispositivo.

Tabla 3.2. Diferentes puertos y sus características.

Comparativa de las características de los diferentes puertos					
	Firewire	USB 2.0	USB 3.0	Ethernet	WIFI
Número máximo de dispositivos	62	127	127	-	-
Longitud máxima del cable	4,5 metros	5 metros	3 metros	100 metros	Depende de la potencia 50 -100 metros
Velocidad máxima de transferencia de datos	400 - 400 800 – 100 a 800	1.0 - 12Mbit/s 2.0 - 480Mbit/s	5000 Mbit/s	1000 Mbit/s	54 Mbit/s
Voltaje	30v	5v	5v	3,3v	-

Finalmente, la decisión se toma en favor del puerto USB 2.0 debido a que: i) el ancho de banda es más que suficiente para capturar las imágenes de las dos cámaras a la vez, ii) todos los equipos informáticos disponen de varios puertos USB, y iii) tienen un precio más asequible que el resto de puertos. Como ejemplo, el sensor utilizado del sistema captura inalámbrico con una resolución de 720x576 píxeles a un ratio de 30 imágenes por segundo:

$$30fps * 720 * 576 * 8bit = 12.441.600 (\sim 12Mbit/s)$$

Y el sistema cableado alcanza resoluciones de 1920 x 1080 píxeles:

$$30fps * 1920 * 1080 * 8bit = 62.208.000 (\sim 60Mbit/s)$$

En éste último caso se acerca al límite del ancho de banda del puerto USB 2.0, aunque para la transmisión de imágenes se usará un algoritmo de compresión MPEG que reducirá significativamente el tamaño del flujo de datos.

4.1.2.4. Conexión inalámbrica.

Esta se trata de una las características fijas que el dispositivo a desarrollar debe incluir a fin de garantizar su utilidad y versatilidad en situaciones deportivas. La mayoría de los dispositivos comerciales no incluyen esta característica ya que necesitan uno o varios cables para conectar el dispositivo con el computador o con una unidad de procesamiento específica. La ausencia de cables permite independencia y libertad de movimientos, permitiendo desplazamientos largos, movimientos rápidos, giros en cualquier eje y movilidad de miembros con gran amplitud.

Actualmente pocos de los sistemas comerciales ofrecen conexión inalámbrica total, como por ejemplo las SMI Eye Tracking Glasses 2.0 o las Mobile Eye ME^{XG} de ASL, que ofrecen una solución intermedia al llevar un dispositivo pequeño que el sujeto introduce en el bolsillo o dentro de una pequeña mochila.

Para el desarrollo del sistema se decide utilizar una tecnología de transmisión inalámbrica tipo 2,4GHz; una tecnología de transmisión que permite el uso de varios canales dentro de un rango de frecuencia (2.400-2.480Hz). Esta tecnología tiene varias ventajas:

- Tiempo real: Al ser un sistema analógico, no tiene prácticamente retraso en la transmisión de información.
- Bajo precio: Los emisores y receptores son bastante asequibles (5-10€).
- Varios Canales: Nos permite la transmisión simultánea de hasta 8 cámaras sin interferencias.
- Tamaño: El tamaño de los dispositivos es bastante pequeño (1,5x2cm).
- Gran alcance: Hasta 100 m al aire libre y 20-30 m en interior.

Como limitaciones se encuentra que el canal 2,4GHz puede estar saturado en algunos casos al tratarse de la frecuencia de transmisión de tecnologías como Wi-Fi y

Bluetooth. Este inconveniente podría suponer una degradación de la calidad de la señal si por ejemplo se encuentra muy cerca de un *router* potente. Otra limitación es que la resolución máxima de transmisión es de 576 líneas horizontales que ofrece el estándar del sistema PAL (Phase Alternating Line). Aunque en la actualidad existen cámaras con mucha más resolución, como las HD (720p) y FullHD (1080p), este sistema inalámbrico no permite la transmisión de estas resoluciones tan grandes. Aun así esta resolución es más que suficiente para conocer la localización de las fijaciones visuales realizadas por los deportistas en la mayoría de las situaciones deportivas, exceptuando aquellas que impliquen la visualización de objetos muy lejanos, que requerirán resoluciones mayores.

Para emitir y recibir la señal de audio/video se emplea un sistema de emisión/recepción compuesto por un micro-transmisor de 8v, con una potencia de transmisión ajustable de 50mW (figura 4.6).

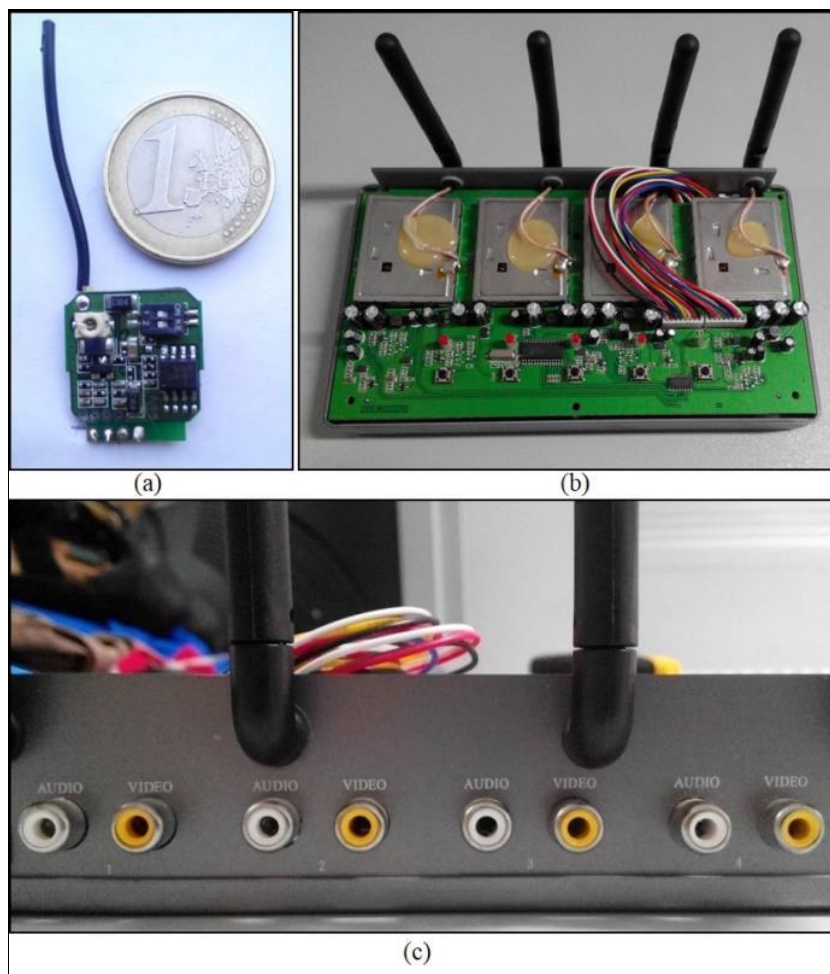


Figura 4.6. Micro emisor de audio y video (a), receptor A/V (b) y los cuatro canales de salida del receptor (c) empleados en el sistema de registro ocular.

Respecto al receptor utilizado se trata de un receptor de 4 canales independientes, que recoge la señal y la convierte a analógica. Este receptor tiene una salida de A/V (Audio/Video) independiente para cada canal, y otra salida extra en la que se puede ver el canal que se seleccione. La señal de cada canal usado se conecta mediante un cable RCA a una capturadora de video USB 2.0 modelo EasyCAP DC60, con un chipset STK1160/Silan SC8113, como se ve en la figura 4.7.

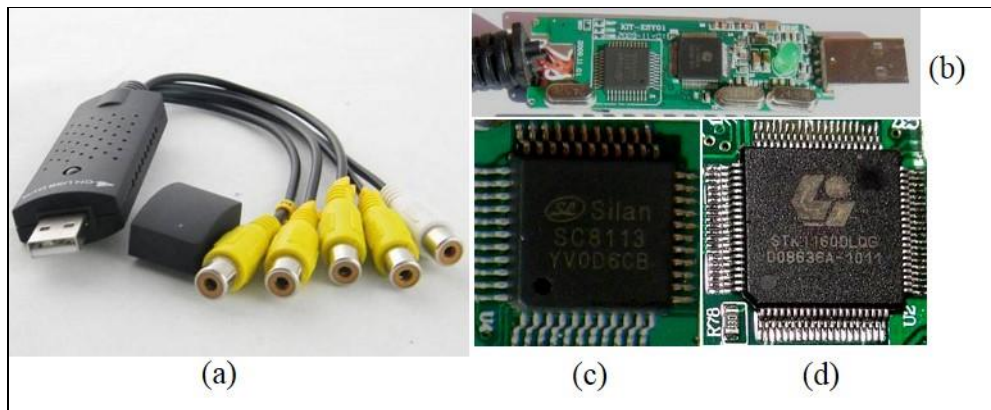


Figura 4.7. Capturadora EasyCAP modelo DC60 (a), capturadora desmontada (b), decodificador de video silan SC8113 (c) y procesador de video STK1160 (d) utilizados en el sistema de registro ocular.

Esta capturadora tiene un precio muy reducido en el mercado, con una calidad de imagen aceptable (12-15€ y resolución de 720×576 a 30fps) y ampliamente extendida en la comunidad de usuarios, quienes han creado proyectos (e.g., Easycap Forum) muy interesantes para sacar su máximo potencial, como controladores mucho más potentes que los oficiales y con más características, por lo que no le falta soporte. También es una tarjeta que en la mayoría de distribuciones de GNU/Linux funciona con sólo conectarla, por lo que facilita su instalación. Existen también drivers tanto para Microsoft Windows™ como para Mac OS X. Además, esta capturadora nos ofrece también la misma resolución de captura que nos proporciona el dispositivo, por lo que no habrá pérdida de calidad de las imágenes.

4.1.2.6. Iluminación.

Cuando se ilumina un ojo con luz natural (i.e., longitud de onda entre 400-700nm) se hace difícil la detección de un contorno claro del borde de la pupila, ya que se crean multitud de reflejos y el contorno se hace difuso. Este problema se acentúa si además se trata de ojos oscuros (figura 4.8).

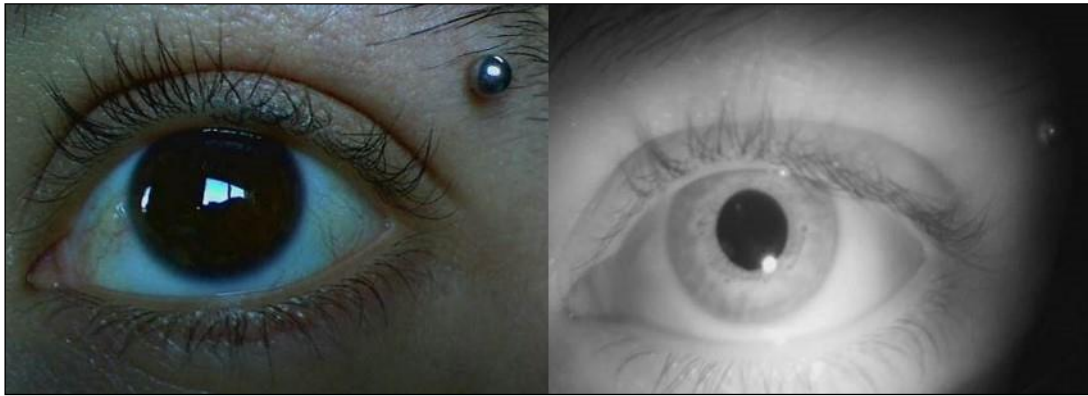


Figura 4.8. Detalle de pupila difusa con luz natural (izq.) y pupila nítida (dra.) tras eliminar reflejos con el uso de luz infrarroja y filtro.

Para eliminar estos reflejos, se utiliza una iluminación directa del ojo con luz de espectro cercano al infrarrojo (IR), con una amplitud de onda de 800-900nm (Figura 4.9), combinado con un filtro de luz que hace que la cámara obtenga una imagen muy nítida y de alto contraste, donde se define muy bien el contorno de la pupila del resto del ojo (Green, 1992).

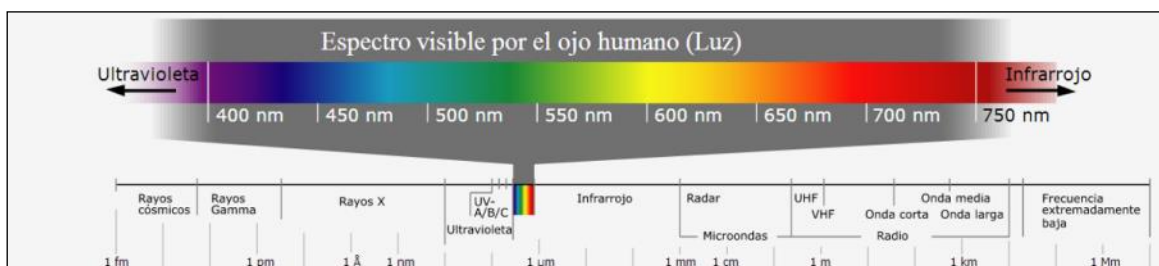


Figura 4.9. Diagrama del espectro de luz visible dentro del rango total de ondas electromagnéticas.

Un contorno definido facilitará el funcionamiento de algoritmos de detección de formas, cuya tarea consiste en buscar correspondencias en la imagen capturada que correspondan a una forma predeterminada, en nuestro caso un círculo/elipse (Ebisawa et al., 2001; Zhu y Yang, 2002; Leimberg y Vester-Christensen, 2005).

Hay que destacar que los sistemas actuales basados en detección de pupila ofrecen un menor rendimiento en situaciones al aire libre, donde la cantidad de luz natural influye en el tamaño de nuestra pupila, llegando ésta a ser muy pequeña en situaciones de luz solar intensa, lo que dificulta el procesamiento de la imagen y el funcionamiento del algoritmo. En exteriores, la luz infrarroja es muy abundante, sobre todo en días soleados, lo que puede afectar la captura de imágenes, quedando la imagen demasiado iluminada y no permitiendo distinguir la pupila claramente (Babcock, 2005; Zhu y Ji, 2005).

Por este motivo se combinará un LED infrarrojo de 850nm y un filtro de espectro visible. En concreto, el LED utilizado fue un LED IR difuso de 1,5~1,6v, 60mA ~ 120mA, con una longitud de onda de 850nm. Al tener un ángulo de iluminación estándar de 15°, se procedió a realizar una ligera modificación del LED, lijando y después puliendo su punta redondeada, a fin de conseguir un ángulo de iluminación en torno a los 45°. Esta ampliación del ángulo permitirá una iluminación de toda el área de interés por donde se desplazará la pupila (Figura 4.10).



Figura 4.10. Detalle de la modificación del LED con forma aplanada para aumentar el ángulo de iluminación.

Casi la totalidad de las cámaras que se pueden adquirir en el mercado vienen provistas de un filtro IR, que impide que la luz IR ambiental o emitida por algún aparato electrónico influya en la imagen capturada. Por tanto, se procede a retirar este filtro IR y colocar un filtro de espectro visible, impidiendo la formación de reflejos y permitiendo la entrada de la iluminación infrarroja a fin de facilitar la distinción de los contornos (figura 4.11).

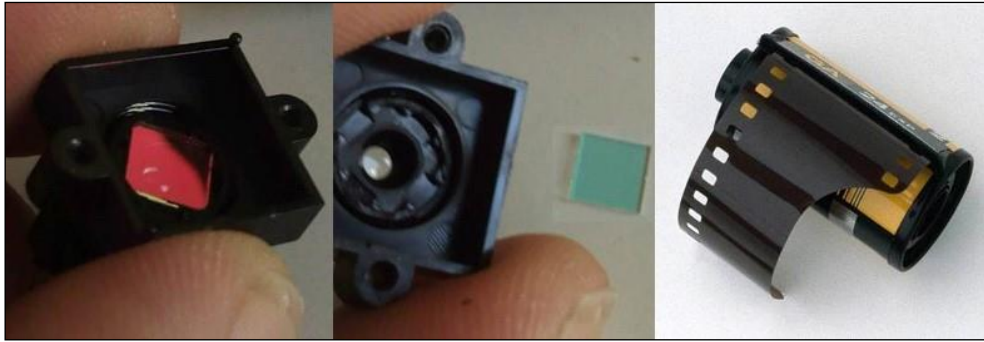


Figura 4.11. Proceso de eliminación del filtro IR de la lente de la cámara y sustitución por filtro de espectro visible.

Tras buscar varios filtros de bajo coste, se seleccionan dos materiales de fácil acceso y prácticamente gratuitos que podrían ser utilizados en el actual dispositivo. Estos materiales son la película fotográfica velada y la superficie grabable de un disquete de 3½. NUI Group (2009) probaron diferentes combinaciones de filtro; comparando un filtro profesional modelo NIR 850DF28 con una película velada de fotografía y la superficie grabable de un disquete de 3,5. La luz natural comprende el rango de onda entre 400-700nm, siendo a partir de los 700nm cuando comienza el espectro IR. En la gráfica 4.12 se observa el espectro de luz natural, y señalado con una línea verde la longitud de onda de la iluminación general de los LEDs IR de uso comercial (850nm).

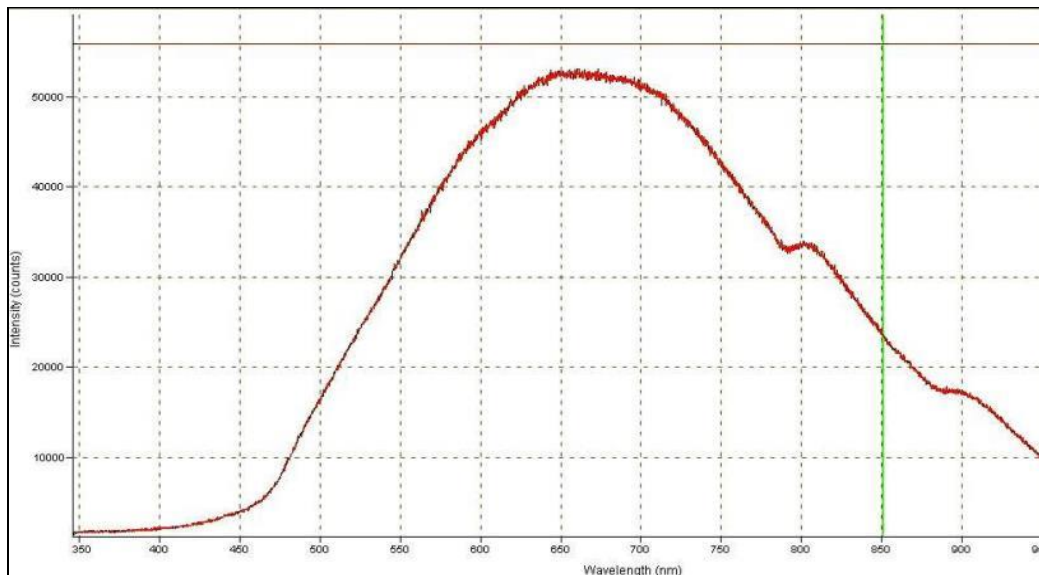


Figura 4.12. Espectro de luz natural (tomado de NUI Group, 2009).

En el caso de interiores en la actualidad se sigue apostando por una iluminación de interior con tubos fluorescentes de neón. Estos tubos generan una luz llamada fría, ya

que se aleja del espectro IR, por lo que no afectaría en gran medida a nuestro sistema si utilizamos un filtro de luz visible (figura 4.13), ya que el espectro de esta luz no llega a los 750nm, zona donde comienza actuar nuestro filtro.

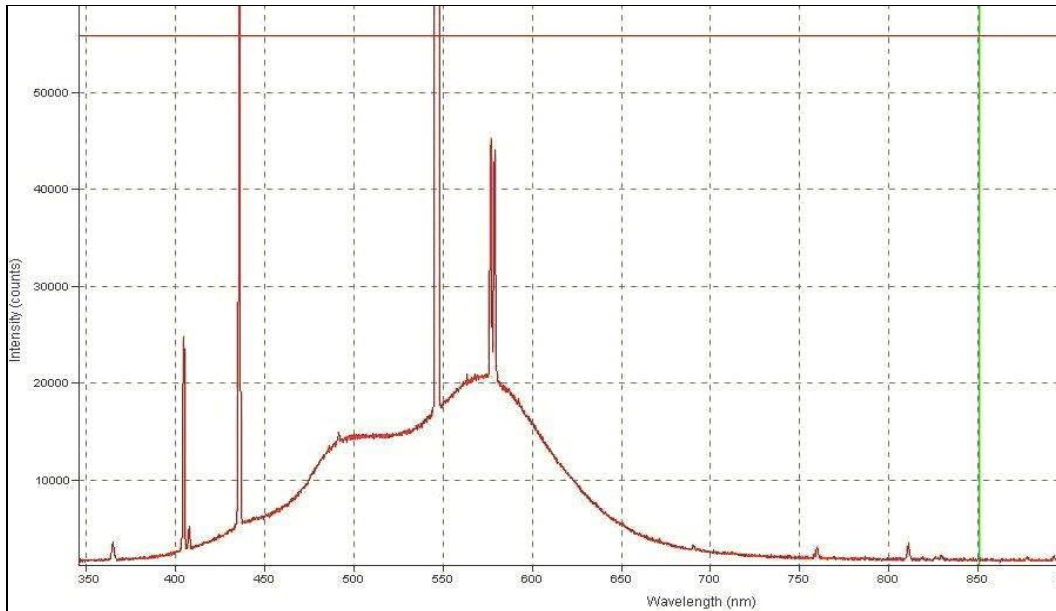


Figura 4.13. Espectro de luz emitida por un tubo de neón (tomado de NUI Group, 2009).

El LED utilizado en la presente investigación emite unos 845nm de longitud de onda, cerca de los 850nm que especifica el fabricante, como se observa en la figura 4.14:

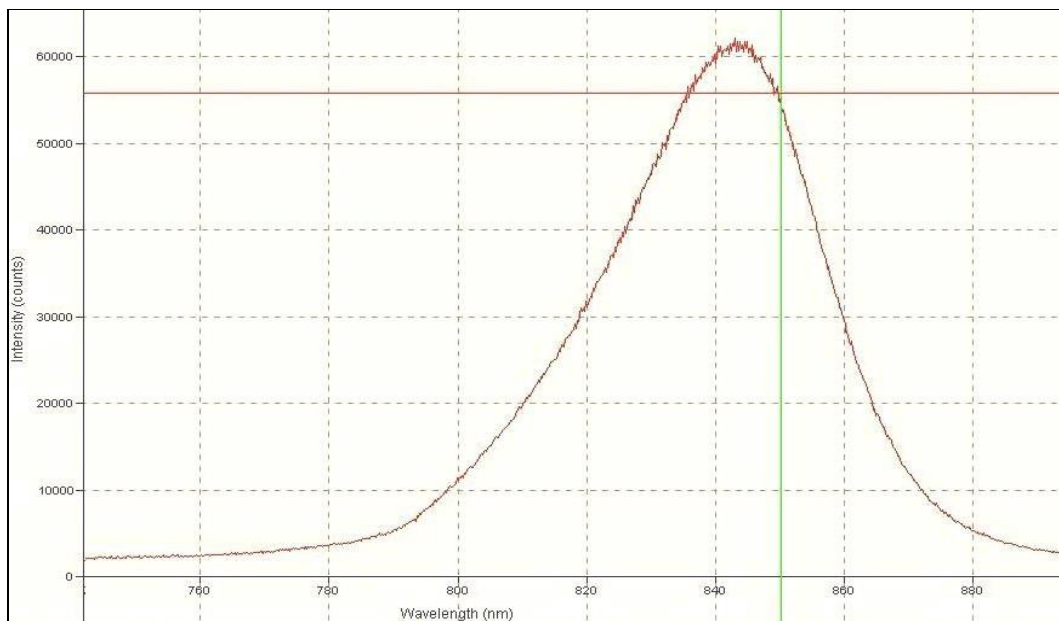


Figura 4.14. Espectro de luz emitida por nuestro LED IR (tomado de NUI Group, 2009).

Por lo tanto hay que seleccionar un filtro que por un lado bloquee la luz visible y parte de la infrarroja generada por la iluminación natural e iluminación de interior y que por otro lado permita pasar las ondas con una longitud de onda mayor a 800nm. Así se asegura la eliminación de la mayor parte del luz visible y gran parte de las luz IR ambiental (entre 700nm y 800nm).

Las gráficas de resultados con diferentes filtros muestran que la mejor solución es utilizar un filtro de doble capa de película fotográfica (Figura 4.15) ya que impide el paso de luz visible casi totalmente por debajo de los 700nm.

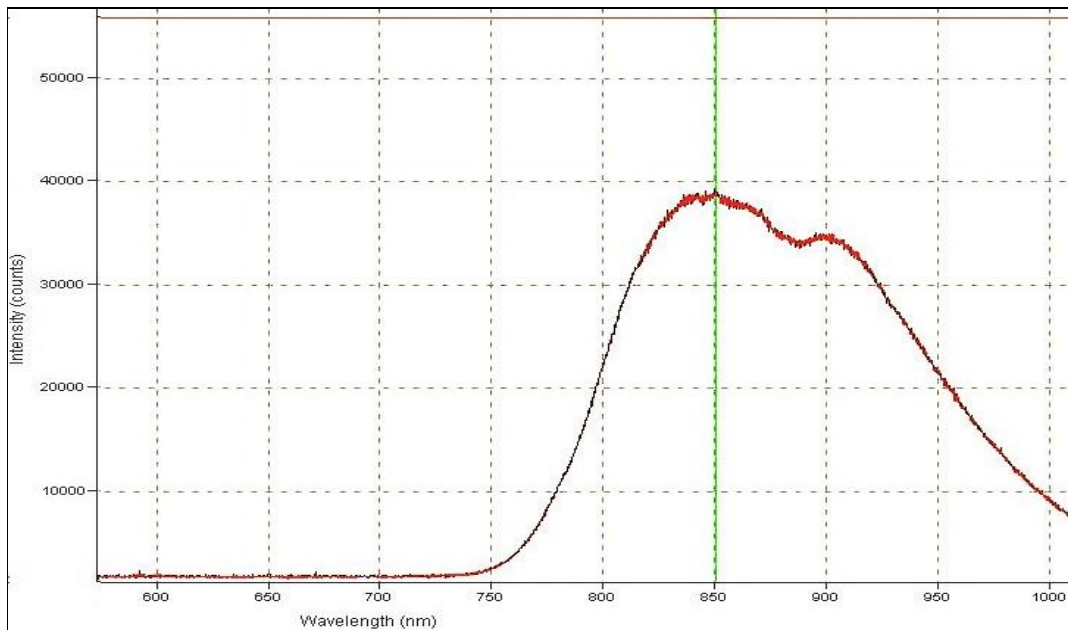


Figura 4.15. Filtro de película fotográfica (tomado de NUI Group, 2009).

De igual modo funciona el filtro profesional, ya que no permite el paso de luz visible por debajo de los 700nm (Figura 4.16).

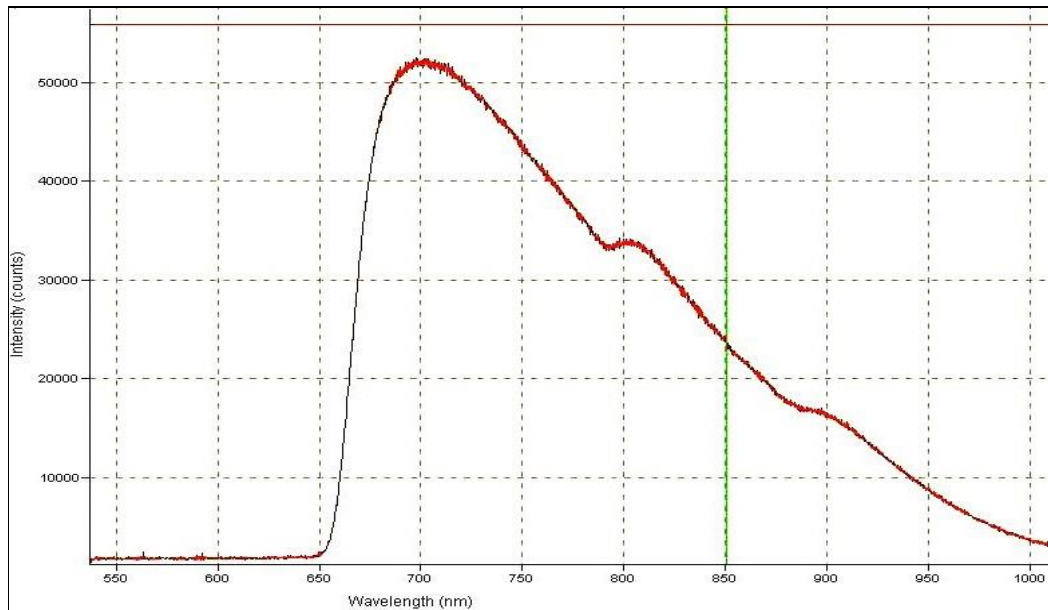


Figura 4.16. Filtro profesional NIR 850DF28 (tomado de NUI Group, 2009).

La figura 4.17 representa el filtro IR de las lentes de las cámaras, que permite el paso fundamentalmente de la luz visible, pero bloquea todo por encima de los 700nm.

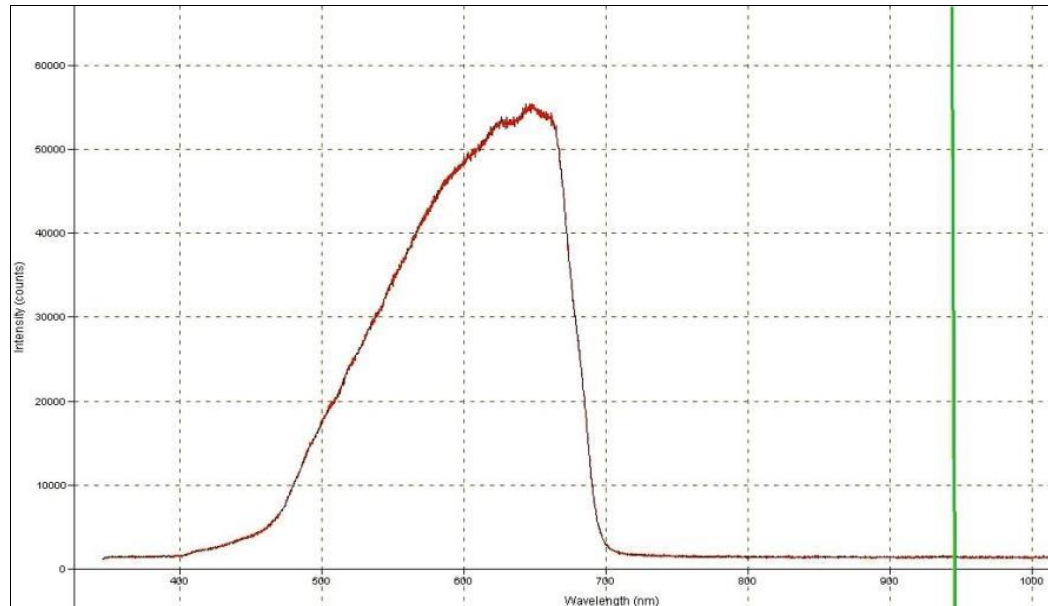


Figura 4.17. Filtro de webcam (tomado de NUI Group, 2009).

Por último, el filtro de disquete (Figura 4.18) realiza un buen bloqueo de luz visible, pero también de IR, necesitando una fuente más potente de luz IR para obtener una buena iluminación.

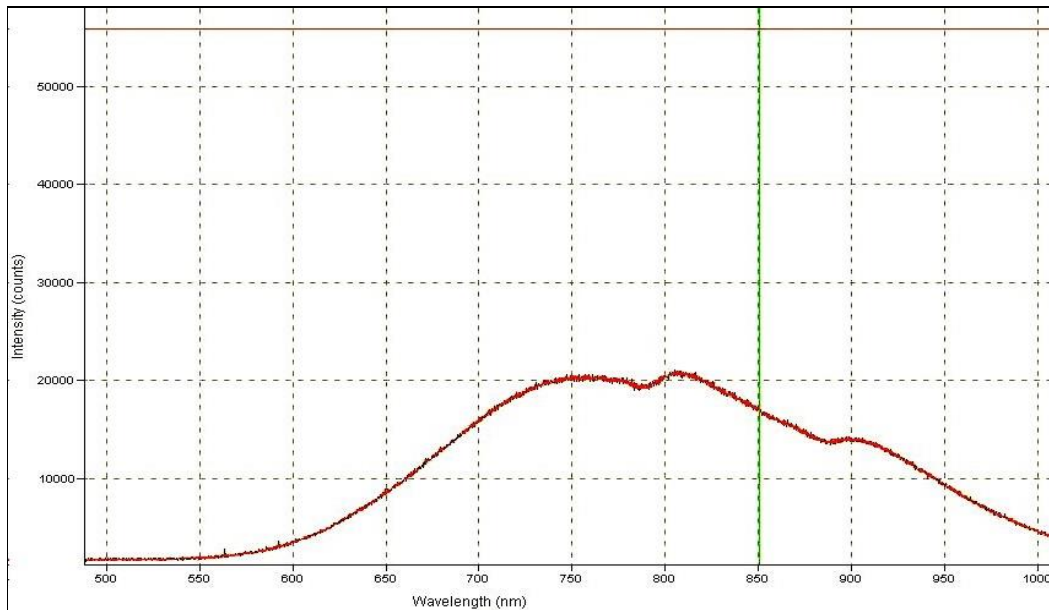


Figura 4.18. Superficie de un disquete de 3,5 (tomado de NUI Group, 2009).

A la vista de los resultados de las gráficas anteriores, y puesto que el sistema de registro ocular pretende ser utilizado tanto en situaciones de investigación de interior como de exterior, su sistema de iluminación será ajustable, permitiendo variar la potencia del LED cuando las condiciones así lo requieran, pudiendo iluminar más en situaciones al aire libre, e impidiendo que el sensor se sature en condiciones de menor iluminación. Para ello se le dotará de una resistencia variable de $470\text{K}\Omega$, que con una sencilla rueda nos permitirá ajustar la iluminación (Figura 4.19).



Figura 4.19. Resistencia variable con un valor máximo de $470\text{K}\Omega$.

4.1.3. Prototipos.

Como en todos los proyectos de diseño de un nuevo dispositivo, una vez establecidas nuestras necesidades y estudiadas las diferentes posibilidades, se comienza con la fase de construcción. Antes de abordar un diseño definitivo, se ha de pasar por varios prototipos, que una vez probados, se irán mejorando en sus siguientes versiones. Los diseños construidos siguieron el criterio de ir dotando progresivamente al sistema de mayor funcionalidad, autonomía, resolución espacial y temporal, así como el de mantener un bajo coste.

Para el presente estudio de Tesis Doctoral se construyeron 3 prototipos. Se consultaron diferentes proyectos de modelos de bajo coste existentes como: i) *OpenEyes* (L et al., 2006; Li, 2006) (figura 4.20) caracterizado por bajo coste, precisión y ligereza pero con necesidad de cargar con una mochila bastante pesada con un portátil dentro, y ii) *Pupil Headset* (Kassner y Patera, 2012) (Figura 4.21) que cumplía con los criterios de ligereza, facilidad de fabricación, pero seguía existiendo el problema del cableado, que limitaba la movilidad en muchas situaciones.

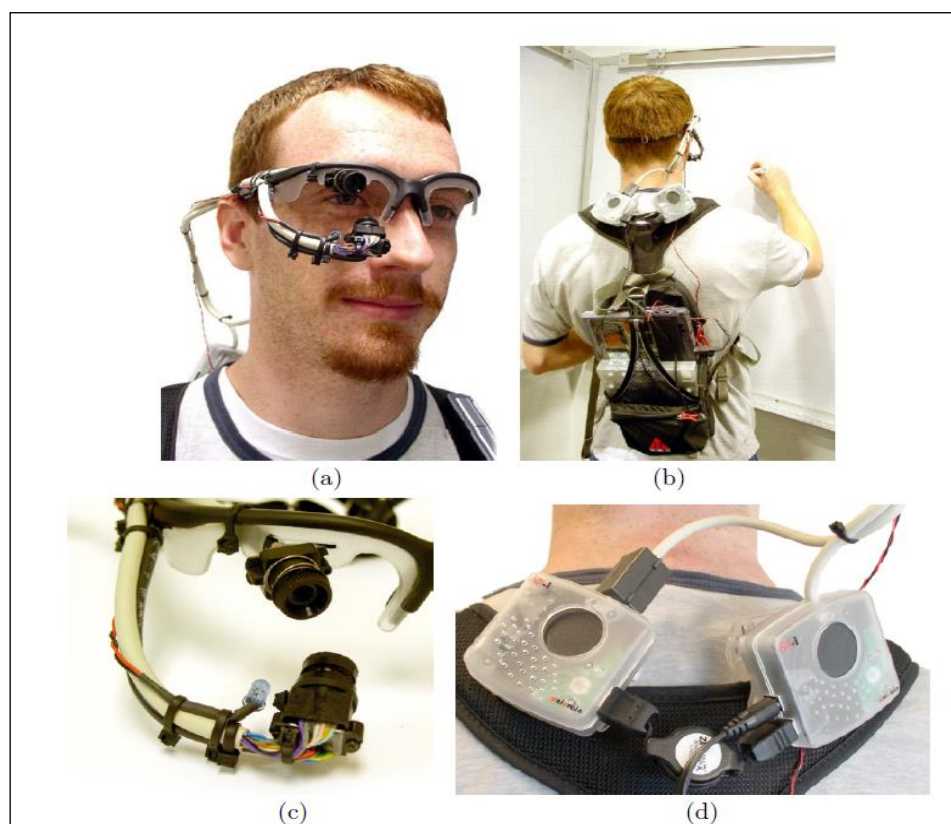


Figura 4.20. Dispositivo OpenEyes montado en la cabeza (a). Detalle mochila con ordenador portátil (b). Detalle de las cámaras del dispositivo (c). Detalle de las controladoras Firewire de las cámaras (d) (tomado de Li et al. 2006).

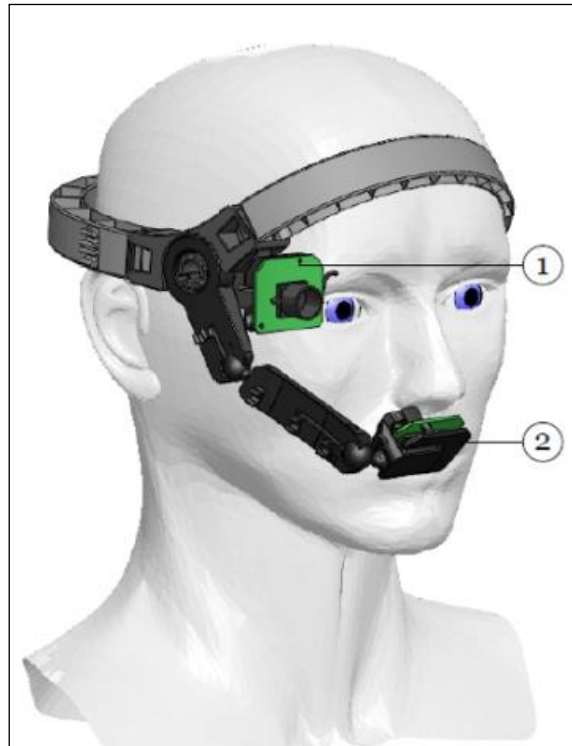


Figura 4.21. Prototipo de Pupil Headset, construido con las cámaras de dos dispositivos XboxLive™ por Kassner y Patera (2012).

4.1.3.1. Primer prototipo.

Para la construcción del primer prototipo se utilizaron cámaras de carácter comercial de uso generalizado. Estas cámaras son muy pequeñas, y tienen multitud de usos, desde sistemas de vigilancia a sistemas de asistencia al aparcamiento. Estas cámaras son muy accesibles, ya que su precio no supera los 15 €. Se utilizaron también unos transmisores de A/V con una frecuencia de 2,4GHz.

Para la sujeción del sistema a la cabeza se extrajo la estructura con banda elástica de una linterna frontal, eliminando el sistema de iluminación. Se utilizó así mismo un brazo de metal en espiral articulado para la cámara del ojo, que permitía colocar y ajustar la cámara a la anatomía de cada sujeto y capturar mejor los movimientos de la pupila. Este brazo es flexible a la vez que firme, por lo que podrá asegurar que la cámara no se desplace de su posición. La cámara frontal estaba montada sobre una bisagra que permitía su movimiento en el plano anteroposterior, permitiendo el ajuste al campo de visión del sujeto medido (Figura 4.22).



Figura 4.22. Sujeto voluntario probando el primer prototipo acoplado a su cabeza.

Se le añadió un LED infrarrojo difuso de 850nm de amplitud de onda a la cámara del ojo, ya que como se explicó con anterioridad, este tipo de iluminación hace que el sensor registre de una forma más nítida la pupila. A esta cámara se le eliminó el filtro infrarrojo que trae la lente por defecto, y se le sustituyó por un film que impide el paso de la luz visible, pero que permite el paso de la luz infrarroja. En este caso particular, se utilizó la superficie grabable de un antiguo disquete de 3 ½, que más tarde fue sustituida por una película fotográfica.

Este dispositivo, aunque tenía una completa funcionalidad, fue rechazado por varias cuestiones, entre ellas la estabilidad del brazo de la cámara del ojo, que era muy sensible a los movimientos y vibraciones. Otra cuestión que descartó la utilización de este dispositivo fue que los deportistas cuando realizaban movimientos amplios solían golpear o desplazar el brazo articulado, lo que suponía la pérdida de la calibración del dispositivo.

4.1.3.2. Segundo prototipo (inalámbrico).

Como se comentó con anterioridad, se buscaba desarrollar un dispositivo que permitiera la recogida de datos en condiciones reales. Dada la orientación del autor por las actividades físicas en el medio natural y las actividades acrobáticas, se buscó un diseño que no limitara la libertad de movimiento ni desplazamiento. Por tanto, se orientó el diseño hacia un dispositivo compacto que quedara fijo a la cabeza del deportista. Es por eso que se optó por la utilización de unas gafas tipo antifaz con fijación mediante banda elástica. Esta estructura permite que en todo momento el dispositivo esté en la misma posición, evitando el desplazamiento. Se eliminó también el brazo articulado lateral, sustituyéndolo por uno casi frontal que sobresale escasos centímetros de la estructura general. Para la construcción de este segundo prototipo se utilizaron los siguientes materiales (Figura 4.23):

- 2 mini cámaras con CMOS de 0,4 megapixels.
- 2 micro-controladores.
- 2 emisores de radiofrecuencia de 2,4Hz de audio y video.
- 1 diodo LED IR difuso de 850nm de longitud de onda.
- 1 resistencia variable de 470 ohm.
- 1 resistencia de carbón.
- 1 micro-interruptor.
- Cable 1mm de sección.
- 1 Gafas softball.
- 1 receptor de radiofrecuencia de 2,4Hz de audio y video.
- 2 capturadoras de video USB EasyCAP DC60.

En la siguiente imagen se puede ver los diferentes componentes de electrónica utilizados para la elaborar el dispositivo.

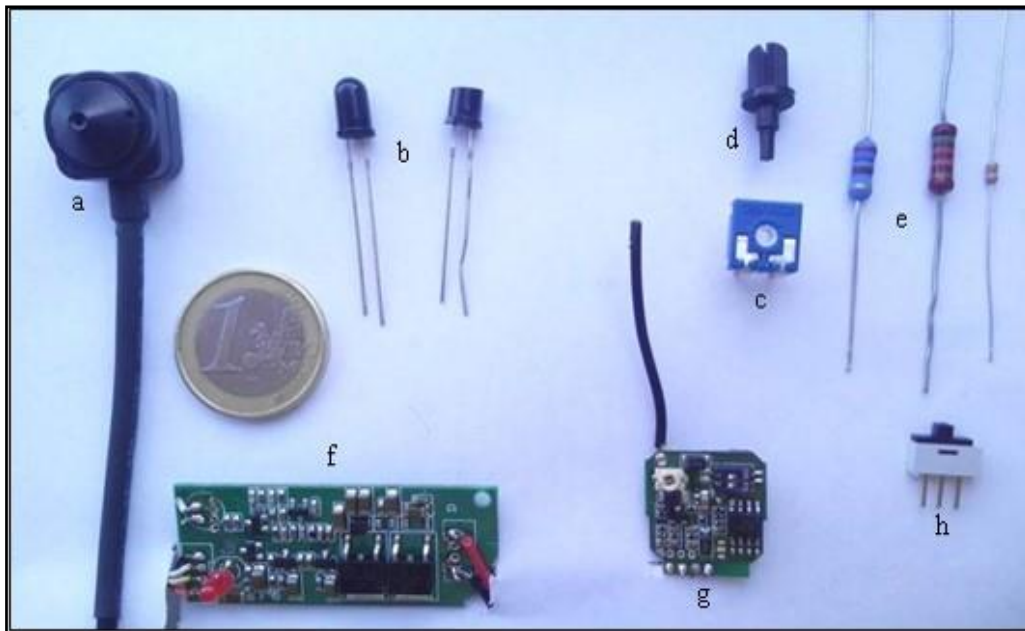


Figura 4.23. Componentes electrónicos utilizados en el segundo prototipo: microcámara (a), LED IR modificado (b), resistencia variable y su eje (c y d), diferentes resistencias de carbono (e), Microcontrolador (f), Emisor A/V (g) y micro interruptor (h).

Aprovechando la estructura de las gafas se integra toda la circuitería, donde los componentes estuvieran lo más ocultos posible. El dispositivo estaba alimentado por dos baterías Li-ion (Ión de litio) tipo 10440 de 3,7v, que quedaban semiocultas en la parte superior de las gafas. Estas baterías estaban dispuestas en serie, lo que daba un voltaje de salida de 7,4v. Como los diferentes componentes utilizaban diferentes voltajes, se estableció un esquema para la alimentación (figura 4.24).

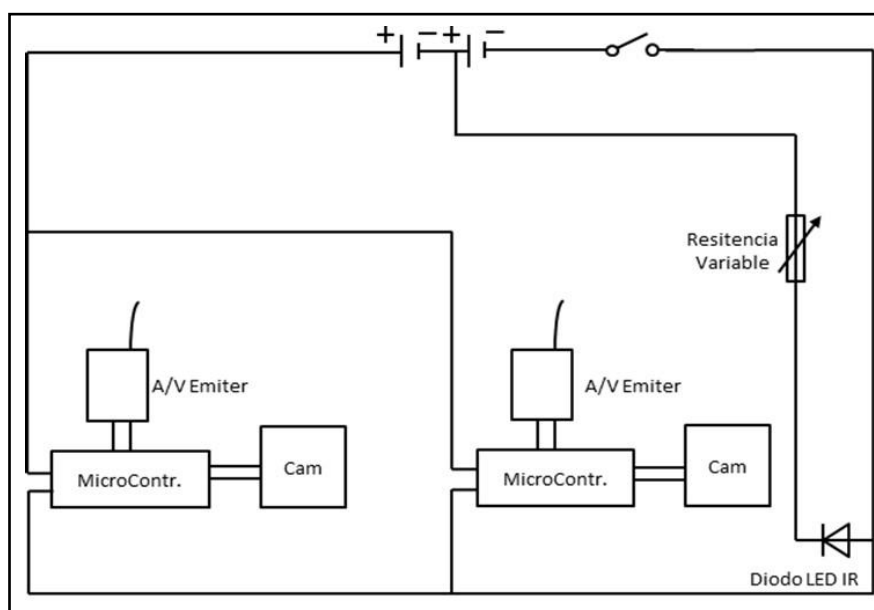


Figura 4.24. Dibujo esquema eléctrico del segundo dispositivo utilizado.

Se perforó y modificó la estructura de las gafas para alojar la cámara frontal, así como los micro-controladores y los emisores A/V. Se fabricó un pequeño brazo en aluminio que permitía regular la distancia de la cámara del ojo, así como inclinarla en diferentes planos, para así poderla adaptar a las diferentes fisionomías de los distintos sujetos. Los emisores se colocaron de forma estratégica en ambas partes laterales/superiores, alejadas una de la otra lo máximo para evitar posibles interferencias (aunque trabajan en diferentes canales de frecuencia), y con la antena libre, para una mejor emisión (figura 4.25).



Figura 4.25. Proceso de montaje del segundo dispositivo: Soldado de resistencia regulable (a) y microcontroladora (b), perforación de estructura para hacer hueco a los componentes (c), colocación del micrófono y distribución de cables (d), instalación del LED (e) y prototipo en fase final de acabado (f).

El dispositivo final, que fue el mismo utilizado en la presente Tesis, tiene un peso de 127g con baterías incluidas, y de 99g sin ellas, lo que lo convierte en uno de los sistemas más ligeros actualmente, y el de menor si se habla de dispositivos inalámbricos y sistemas autónomos.

Una vez terminado el prototipo (figura 4.26), se procedió al testado del mismo, realizando las primeras pruebas en laboratorio. Una vez verificado su correcto funcionamiento comienza la fase de validación y fiabilidad del dispositivo, cuestión que se abordará en el siguiente apartado de la investigación.



Figura 4.26. Prototipo final terminado con el que se lleva a cabo la fase de validez y fiabilidad del dispositivo de medida.

Para comprender el funcionamiento del dispositivo a continuación se muestra un esquema (Figura 4.27) donde se puede ver la configuración del sistema al completo en una situación de medición. Las imágenes recogidas por las cámaras de las gafas se envían vía inalámbrica hasta el receptor de video, que convierte la señal en video. Una vez convertida a video pasa la señal a las capturadoras que convertirán las imágenes a un formato digital que el programa irá almacenando en un buffer. El programa irá procesando y combinando las dos fuentes de imagen junto con el algoritmo de detección de pupila, indicando en la pantalla a donde está mirado el sujeto en cada momento.

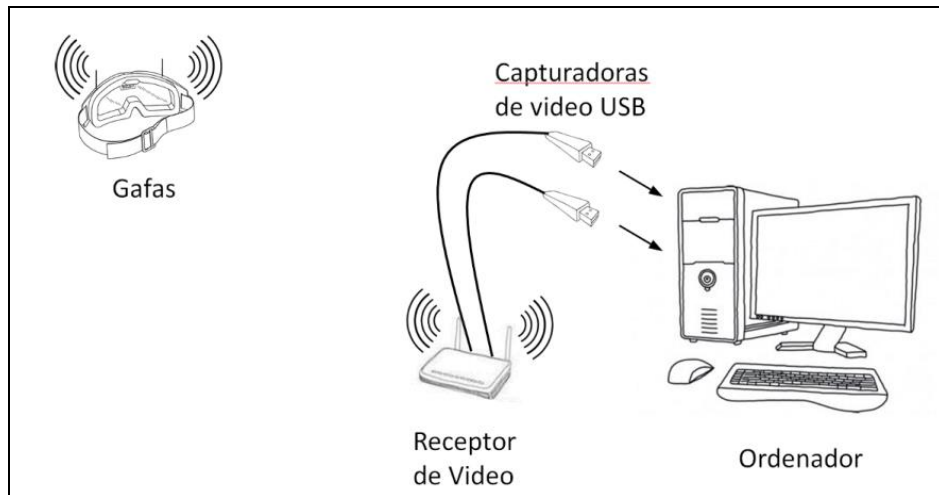


Figura 4.27. Esquema de funcionamiento del sistema tecnológico creado para el registro de las fijaciones visuales.

En la imagen siguiente (Figura 4.28) se observa el sistema al completo y totalmente funcional. En concreto la imagen del monitor como el sistema recoge lo que el sujeto está mirando, mientras detecta la pupila y estima en un punto rojo el punto de fijación.

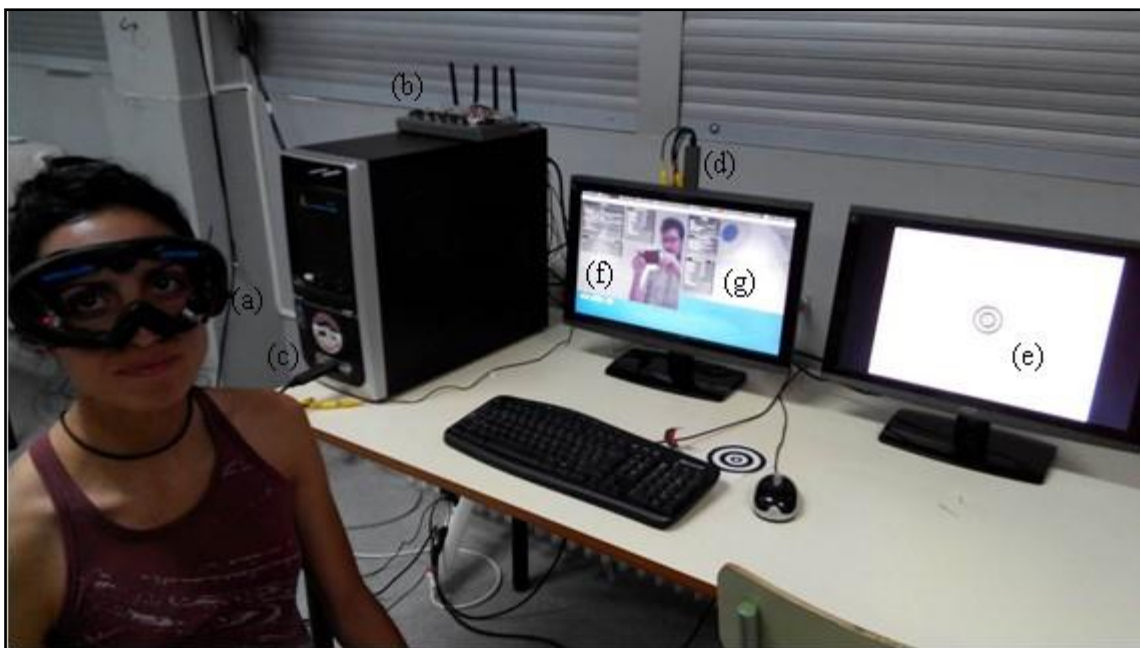


Figura 4.28. Sistema completo en funcionamiento: (a) gafas, (b) receptor A/V, (c y d) capturas, (e) monitor de calibrado, (f) ventana visión cámara frontal y (g) imagen de la cámara del ojo.

Paralelamente al diseño y construcción del hardware se estuvo desarrollando el software para este dispositivo, al que se dedica el capítulo siguiente.

4.2. SOFTWARE

4.2.1 Introducción.

Para la creación del software se piensa en desarrollar una calibración rápida y sencilla, que no precise de computadoras potentes, visualización en tiempo real, flexibilidad de código para ser modificado por cualquiera a sus necesidades y aceptar fuente de video de multitud de dispositivos.

Una vez establecidas estas necesidades, se hizo una indagación en diferentes bases de datos y motores de búsqueda para conocer proyectos similares. También se consultó a personal informático especializado en visión por computador. Después de dicha búsqueda se decide trabajar con *OpenCV*, biblioteca libre de visión artificial originalmente desarrollada por Intel y que desde que apareció su primera versión alfa en el mes de enero de 1999 se ha utilizado en infinidad de aplicaciones (e.g., desde sistemas de seguridad con detección de movimiento hasta aplicativos de control de procesos donde se requiere reconocimiento de objetos). Además, cuenta con una gran comunidad de desarrollo que continuamente implementan mejoras debido a que su publicación se da bajo licencia BSD (Berkeley Software Distribution), que permite que sea usada libremente para propósitos comerciales y de investigación con las condiciones en ella expresadas (Bradski, 2000; Bradski y Kaehler, 2008).

OpenCV es multiplataforma, existiendo versiones para GNU/Linux, Mac OS X y Windows. Contiene más de 500 funciones que abarcan una gran gama de áreas en el proceso de visión, como reconocimiento de formas, reconocimiento de objetos, reconocimiento facial, calibración de cámaras y visión robótica entre otras. El proyecto pretende proporcionar un entorno de desarrollo fácil de utilizar y altamente eficiente. Esto se ha logrado, realizando su programación en código C y C++ optimizados, aprovechando además las capacidades que proveen los procesadores multi-núcleo.

En esta línea, encontramos un interesante proyecto llamado *OpenEyes* creado por Li y Parkhurst (2006), donde desarrollaron un software de código abierto para el estudio del seguimiento de la mirada. Se basaron en las primeras librerías Open CV 1.0, por aquel entonces recién liberadas. Para la detección de la pupila utilizaron un algoritmo llamado *Starburst* que habían desarrollado con anterioridad (Li y Parkhurst, 2005; Li, Winfield y Parkhurst, 2005). Este algoritmo funciona tratando cada fotograma

por separado, intentando detectar una elipse definida que coincida con la pupila. Este algoritmo trabaja muy bien bajo luz infrarroja, pero también puede ser utilizado en condiciones de luz natural, tomando como referencia el limbo (i.e., la división entre el iris y la esclera).

Al principio del proyecto de Tesis se comenzó a trabajar con este algoritmo, obteniendo muy buenos resultados, pero en pleno proceso de desarrollo apareció un nuevo software de código abierto basado en *OpenCV*. Por lo tanto, debido a la novedad y gran cantidad de opciones nuevas que incluía, se decidió migrar del proyecto basado en *Starburst* al software llamado *Pupil* (Kassner y Patera, 2012). Este nuevo conjunto de instrucciones, que aprovechaba las nuevas funciones implementadas en de la segunda versión de *OpenCV*, aparecida en septiembre 2009, permitía desarrollar nuestro propio software, que ha seguido desarrollándose hasta la actualidad y beneficiarse de las nuevas funciones de la versión más reciente hasta la fecha de finalización de esta tesis la 2.4.8 (Junio 2014).

El lenguaje que se escogió fue *Python*, ya que es un lenguaje relativamente sencillo y accesible para cualquiera que quiera modificar o adaptar el software a sus necesidades, implementar nuevas funciones o incluir nuevos dispositivos de captura. Este lenguaje es multiplataforma, por lo que permite su traslado a otros sistemas (WindowsTM, Mac OS X...), además su filosofía hace hincapié en una sintaxis muy limpia y ordenada, lo que favorece un código legible. Otra gran ventaja es que existe una comunidad de desarrolladores que continuamente están realizando pequeños módulos en *Python* que se pueden incorporar a nuestro proyecto sin complicación (Jones, Oliphant y Peterson, 2001; Solem, 2012).

4.2.2. Desarrollo del software.

4.2.2.1. Modelo del ojo.

El ojo es básicamente una esfera y el contorno del iris o *limbus* una circunferencia en su superficie. Así mismo, la pupila es un agujero en la superficie del iris con un contorno circular, que comparte centro con la circunferencia del borde de la pupila. La dirección de la mirada es aproximada a la dirección del vector que pasa por el centro de la pupila y el centro del globo ocular (Wang, Sung, y Venkateswarlu, 2005).

La córnea es la lámina transparente de la parte externa del ojo con un índice de refracción de 1,376 que cubre el iris, la pupila y la cámara anterior y puede verse como una superficie esférica (Villanueva y Cabeza, 2008).

La cámara anterior está rellena del humor acuoso, con un índice de refracción muy similar al de la córnea. Esta combinación de la córnea y el humor acuoso actúa similar a una lente plano-convexa en la superficie del iris. Por lo tanto, cuando se toman imágenes desde la cámara de video que registra el ojo, el borde del iris no se ve afectado, pero la imagen de la superficie del iris, así como la pupila se ven afectadas por las propiedades refractivas de esta lente compuesta. La imagen del contorno de la pupila, por tanto, parecerá un poco más grande y desplazada del centro del vector de la mirada (Hecht, 1987), por lo que el iris y la pupila no se apreciarán como circunferencias concéntricas.

Se toma como referencia el modelo geométrico simplificado del ojo de Wang et al. (2005) que se puede observar en la figura 4.29. En este modelo el globo ocular es tomado como una esfera con radio R . El contorno del iris es una circunferencia en la superficie, y la distancia entre el centro de ésta y el centro de la circunferencia está definida como d_i . El borde de la pupila es otra circunferencia, y la distancia entre el centro de ésta y el centro del ojo es d_p , teniendo en cuenta que $d_p < d_i$. Se puede determinar que la dirección de la mirada en el espacio es un vector que pasa por el centro de la circunferencia del ojo y el centro de la pupila y del iris.

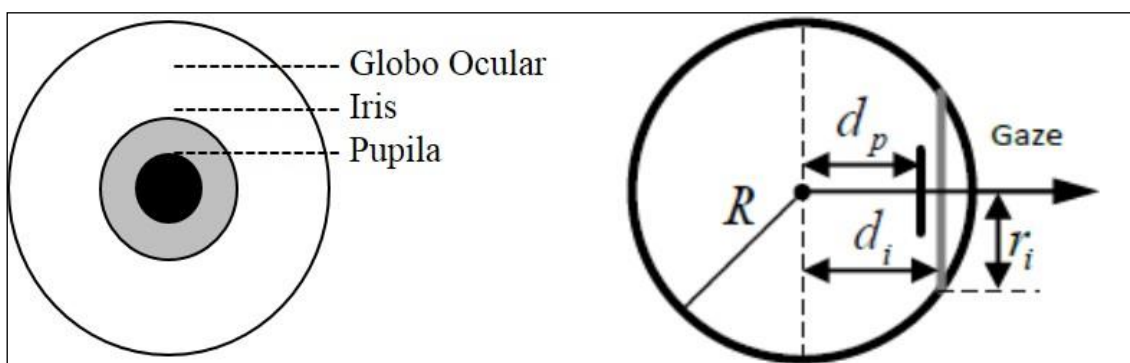


Figura 4.29. Modelo geométrico simplificado para el ojo y la dirección de la mirada (tomado de Wang et al., 2005).

Cuando se modifica la dirección de la mirada, el ojo gira sobre sí mismo y la imagen frontal en dos dimensiones (2D) varía, creando diferentes perspectivas del modelo. En la figura 4.30 se muestran tres ejemplos con diferentes orientaciones del ojo

según la dirección de la mirada. Como se puede observar, según la geometría de proyección, las circunferencias formadas por los bordes de la pupila y del iris se transforman en elipses desde la perspectiva de la cámara. Así pues, si se averigua y detecta esa elipse, se puede conocer la posición de la circunferencia de la pupila y conocer su posición en tres dimensiones (3D) a partir de una imagen 2D (Yoo y Chung, 2004). Sin embargo, para direcciones de la mirada que sean simétricas al vector perpendicular al plano de la cámara (Figura 4.28a y 4.28c), la elipsis formada por la pupila es igual en ambos casos. Es decir, los parámetros de la elipse pueden darnos dos vectores diferentes de línea de visión, pero sólo uno es válido.

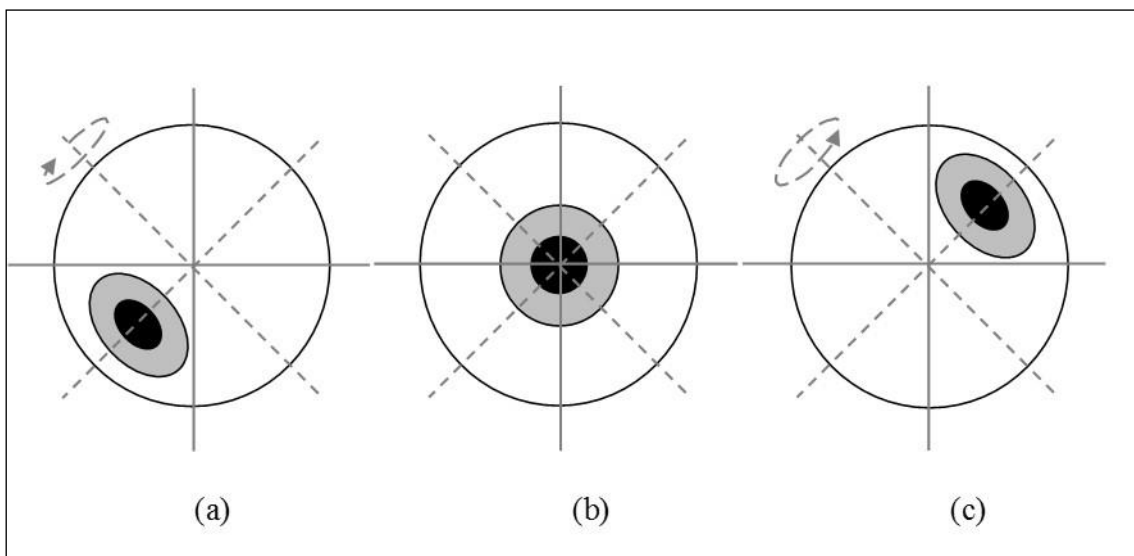


Figura 4.30. Ejemplos de rotaciones del ojo en diferentes posiciones (a, b, c) en un plano paralelo al plano de la cámara y elipses resultantes desde la perspectiva de la cámara.

Además, una misma elipse puede ser creada por dos círculos diferentes rotados en el espacio (Mohammadi y Raie, 2013a) (Figura 4.29).

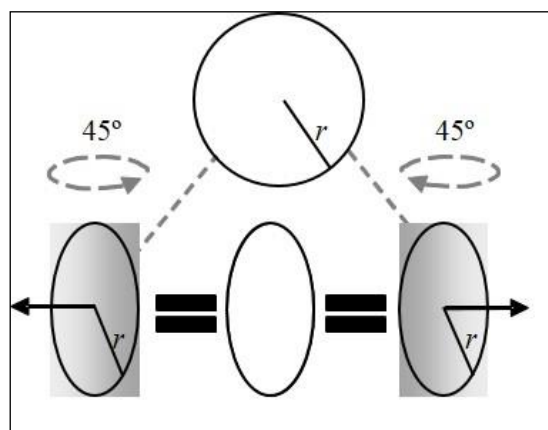


Figura 4.31. Elipse resultante en 2D a partir de varias rotaciones de un círculo.

En la figura 4.32 se muestra una elipse en un espacio 2D. Las ecuaciones paramétricas para dicha elipse son las siguientes:

$$\begin{cases} x(t) = h + a \cos(t) \cos(\varphi) - b \operatorname{sen}(t) \operatorname{sen}(\varphi) \\ y(t) = k + a \cos(t) \operatorname{sen}(\varphi) + b \operatorname{sen}(t) \cos(\varphi) \end{cases}$$

donde t es un parámetro que varía desde 0 a 360°; a y b son el radio mayor y menor de la elipse respectivamente; h y k son las coordenadas en x e y del centro de la elipse. Por otro lado, φ es el ángulo que forma el radio mayor de la elipse con el eje x (Mohammadi y Raie, 2013b).

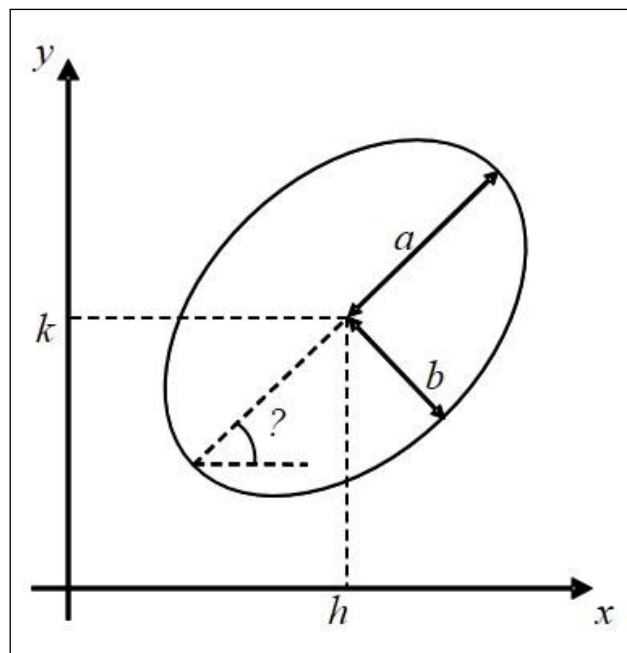


Figura 4.32. Parámetros que definen una elipse (tomado de Mohammadi y Raie, 2013b).

Por lo tanto, si una circunferencia con radio r_i rota θ sobre el eje z y Φ sobre el eje x , sus ecuaciones de los parámetros son las siguientes:

$$a = r,$$

$$b = r \cos(\theta),$$

$$h = d_i \operatorname{sen}(\theta) \cos(\Phi),$$

$$k = d_i \operatorname{sen}(\theta) \operatorname{sen}(\Phi),$$

$$\varphi = \Phi + \frac{\pi}{2} + k\pi, \quad k = 0,1$$

donde d_i es la distancia entre el centro del globo ocular y el centro de la pupila (proyectada en el plano del iris), y puede ser calculado mediante la siguiente ecuación:

$$d_i = \sqrt{R^2 - r^2}$$

Ahora solo es necesario invertir las ecuaciones para obtener los parámetros de la dirección de la mirada (θ y ϕ) a partir de los parámetros de la elipse (Figura 4.33):

$$r = a,$$

$$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{b}{a}\right),$$

$$\phi = \varphi - \frac{\pi}{2} - k\pi, \quad k = 0,1$$

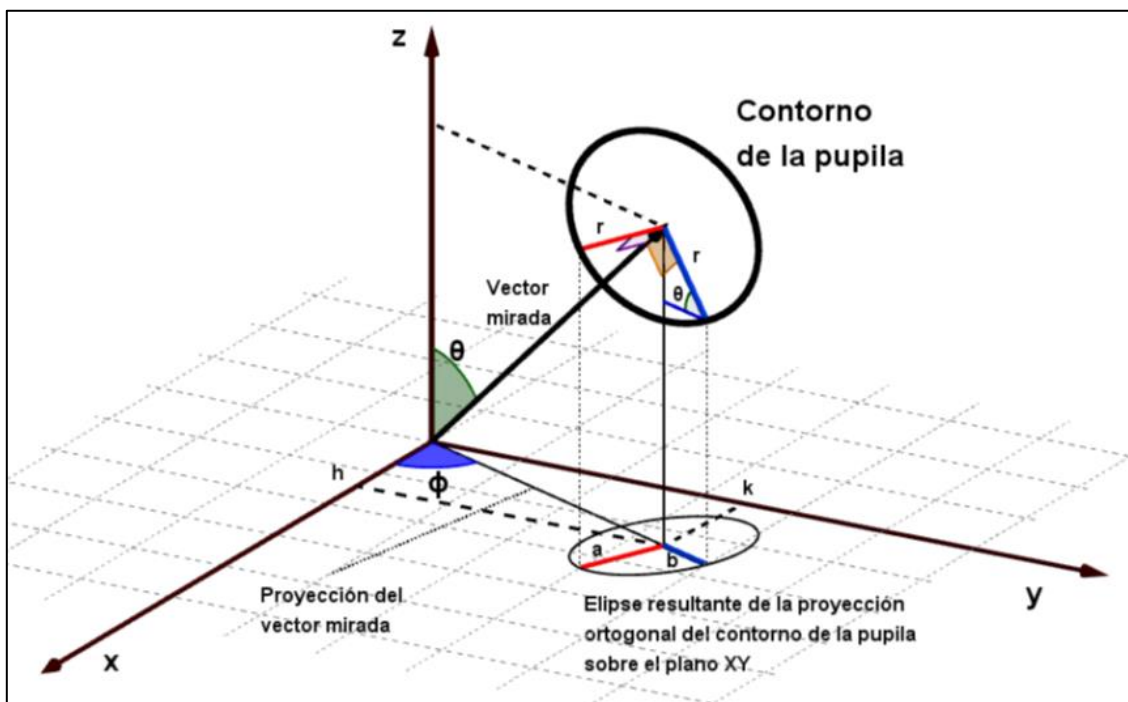


Figura 4.33. Eje de coordenadas con el modelo y los diferentes parámetros utilizados.

Una vez conocido el modelo geométrico simplificado del ojo a utilizar, a continuación se detalla el proceso de captura de la pupila y su posterior calibración.

4.2.2.2. Captura del ojo.

Para la captura de los movimientos del ojo se opta por detectar la forma más nítida del ojo: la pupila; que tiene un contorno muy definido bajo luz infrarroja. Esta

circunferencia formada por el contorno de la pupila, según la orientación del vector de la mirada, formará una elipse, que será la forma a detectar por nuestro software.

Mediante la utilización del algoritmo *RANSAC* (RANdom SAMple Consensus) creado por Fischler y Bolles (1981) se puede, dentro de una imagen, detectar formas geométricas. En el presente estudio esta forma sería una elipse. Éste se creó para estimar una homografía a partir de puntos correspondientes obtenidos mediante algoritmos para detección de características. Los algoritmos de detección de características cometen dos tipos de errores, errores de clasificación y errores de medida. Los errores de clasificación se dan cuando el algoritmo de detección identifica incorrectamente una zona de la imagen como la ocurrencia de una característica. Los errores de medida se dan cuando el algoritmo de detección identifica correctamente la característica pero comete error al calcular la ubicación en la imagen. Los errores de medida se asumen que siguen una distribución normal y por lo tanto se cancelan al tomar muchos puntos. Los errores de clasificación, por otro lado, no se ajustan a ninguna distribución y tienen un efecto indeseado en el cálculo de la homografía.

La intención con el algoritmo *RANSAC* es utilizar la menor cantidad de puntos posibles para estimar el modelo y luego ver cuantos datos se ajustan al modelo estimado. Para el caso de estimar una homografía H se sortean cuatro puntos dentro de todas las correspondencias y se computa una homografía aproximada H' , con esta homografía se ve cuantos puntos dentro de todas las correspondencias son compatibles. Si la cantidad de puntos compatibles es suficiente, se utilizan estos puntos para estimar mejor la homografía H' .

Dado un modelo que requiere un mínimo de n (cantidad de puntos del conjunto de datos) para determinar sus parámetros, y un conjunto de datos P tal que el número de puntos en P es mayor que n , se sortea un subconjunto $S1$ de n puntos de P para ilustrar el modelo. Con el modelo ilustrado $M1$ se determina el subconjunto de decisión $S1'$ de puntos de P que están a menos de una distancia t de $M1$. Si la cantidad de puntos en $S1'$ es mayor que un umbral T entonces se elige el subconjunto de decisión $S1'$ para computar el nuevo modelo $M1'$. Si la cantidad de puntos en $S1'$ es menor que T , se sortea un nuevo subconjunto $S2$ y se repite el proceso. Si luego de una cantidad de N número de pruebas no se obtiene un subconjunto de decisión que cumple con el umbral

T , se resuelve el modelo con el subconjunto de decisión más grande obtenido, o se termina sin devolver modelo.

En concreto, del algoritmo hay tres parámetros para estimar: (a) la distancia t para considerar si un punto es compatible o no con el modelo, (b) el número de iteraciones para buscar subconjuntos de decisión, y (c) el umbral T que es el número mínimo de puntos compatibles para considerar una buena estimación del modelo.

- a) Umbral de distancia t para determinar compatibilidad dato/modelo: Se quiere elegir un umbral t tal que la probabilidad de que un punto pertenece a un *inlier* es α . Este cálculo requiere conocer la distribución de probabilidad de la distancia de un *inlier* del modelo. En la práctica se asume que el error es gaussiano de media cero y varianza σ . Para un α de 0,95 el umbral utilizado para calcular la homografía es:

$$t = \sqrt{5,99}\sigma$$

- b) Número de iteraciones: El número de iteraciones N se calcula en función de la probabilidad p de que por lo menos un subconjunto que se elige aleatoriamente está libre de *outliers*. ω es la probabilidad de que un punto dentro del conjunto de datos sea un *inlier*, por lo tanto $\epsilon = 1 - \omega$ es la probabilidad de encontrar un *outlier*. Para que se efectúe la probabilidad p se tiene que cumplir que:

$$(1 - \omega^s)^N = 1 - p$$

Por lo tanto

$$N = \frac{\log(1 - p)}{\log(1 - (1 - \epsilon)^s)}$$

- c) Número mínimo T de puntos en el subconjunto de decisión: El número T se busca que sea similar al número de *inliers* que se supone que hay en el conjunto de datos. Por lo tanto:

$$T = (1 - \epsilon)n, \text{ donde } n \text{ es la cantidad de puntos del conjunto de datos.}$$

Para explicar de forma más gráfica y entender mejor el funcionamiento del algoritmo *RANSAC*, se puede observar cómo trabaja en la detección de formas sobre una imagen real del ojo, donde se quiere detectar la elipse formada por la pupila (Figura 4.34). Dicho esquema de funcionamiento según Li y Parkhurst (2006) parte de la

imagen del punto de inicio (a) en color rojo, desde la cual se trazan líneas para detectar diferentes contornos en la imagen (e.g., cruces verdes). Desde los diferentes puntos de contorno detectados (b y c) se vuelven a trazar líneas orientadas al punto de inicio para detectar nuevos contornos (d). La media de estas localizaciones se muestra como un círculo rojo. Desde aquí se vuelve a repetir el proceso varias veces. *Inliers* (verdes) y *outliers* (rojo) son diferenciados por RANSAC (e). Las siguientes repeticiones muestran como el punto de inicio va convergiendo al centro de la pupila (f).

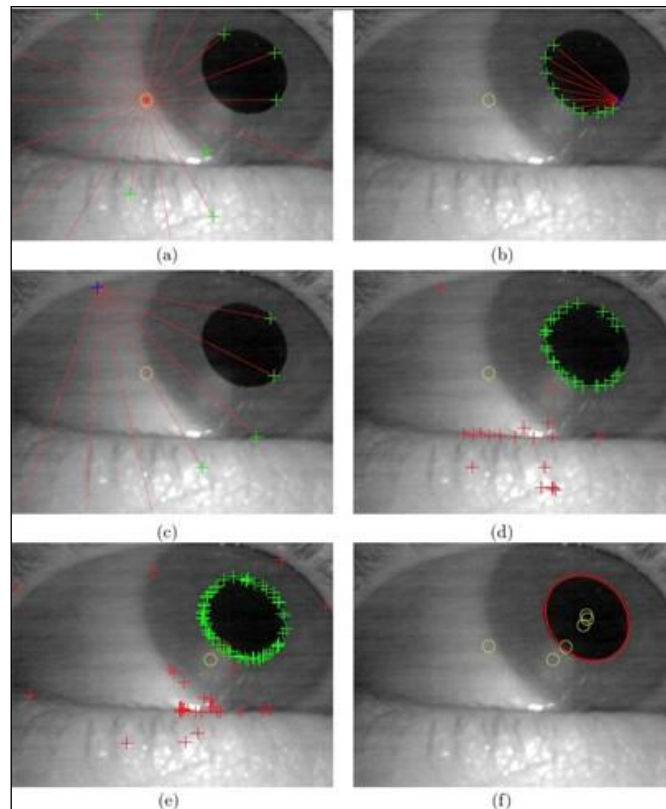


Figura 4.34. Detección del contorno de la pupila mediante RANSAC en diferentes pasos según Li y Parkhurst (2006).

OpenCV incluye la función *cv2.ellipse*, que permite dibujar una elipse sobre la imagen del ojo coincidiendo con la elipse definida por el borde de la pupila. Para facilitar el trabajo del proceso y que el tratamiento sea mucho más rápido, se realiza la siguiente secuencia:

1. Reducción del ruido: Se aplica a cada fotograma del ojo la función *cv2.RGBtoGray*, permitiendo obtener una imagen en escala de grises, con lo que las formas son más definidas, aparte de ser una imagen mucho menos pesada para procesar (Imagen 4.35a).

2. Eliminación de la reflexión corneal: Este punto brillante, fruto de la reflexión del LED en la superficie de la córnea, puede dificultar la detección del contorno de la pupila. Para ello se detecta y elimina mediante la utilización de la función *cv2.threshold*, que establece un umbral en la escala de gris donde los píxeles más brillantes corresponderán a este reflejo, siempre que estén cerca de la región de interés de la pupila (Imagen 4.35b).
3. Conversión a blanco y negro: La utilización de imágenes de un sólo canal (i.e., blanco y negro) permite obtener una imagen con unos contornos mucho más visibles. Otra vez, mediante la función *cv2.threshold*, se convierte la imagen y se obtiene una con una elipse bien definida. Esto facilitará en gran manera el trabajo del algoritmo *RANSAC*, ya que los contornos están mucho más definidos (Imagen 4.35c).
4. Detección de la pupila: Una vez encontrado el borde de la pupila, y detectada como la mejor candidata a elipse dentro de la imagen, se genera una elipse encima del contorno de la pupila con la función *cv2.ellipse*. El centro de esta elipse será tomada como la referencia del punto de visión para las posteriores transformadas al combinar esta imagen con la del escenario (Imagen 4.35d).

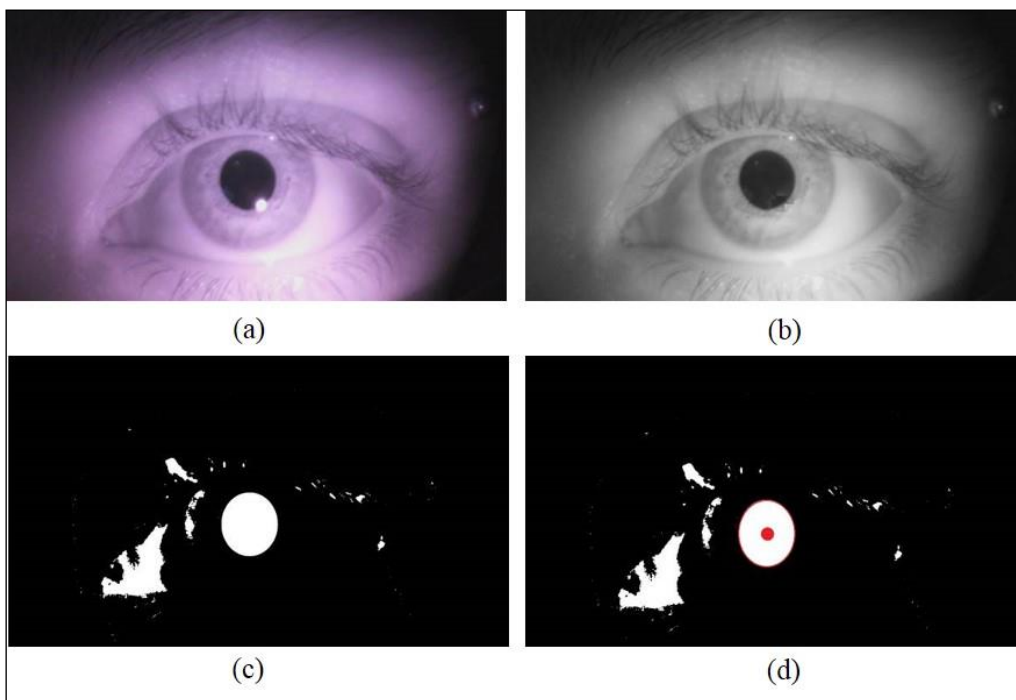


Figura 4.35. Imagen sin tratar, con el punto de reflexión corneal (a). Imagen en escala de grises con el punto de reflexión corneal eliminado (b). Transformación a imagen monocromática (c). Detección del contorno y dibujo de la elipse (d).

Si tras 10 pases no se genera ningún candidato a contorno de pupila, como ocurre durante un parpadeo en el cual la pupila no es visible, se detiene el algoritmo y se pasa al siguiente fotograma. Estudios como el de Li y Parkhurst (2006), donde evaluaron videos que contenían 50.000 fotogramas, observaron que sólo el 1,7% de los fotogramas presentaban este problema. Para la captura de imagen, en el actual dispositivo inalámbrico se trabajó a una resolución de 320*240, suficiente para discriminar la elipse y órbita del ojo, además de impedir la saturación del procesador y acelerar el procesamiento de imágenes.

4.2.2.3. Captura del entorno.

La captura del entorno no entraña ninguna complicación en un primer momento, ya que será después de la calibración cuando ésta tome una mayor importancia. Mientras mayor sea la resolución de esta cámara, mejor será el proceso de calibración, y mejor será también el procesamiento de la información, ya que la mejor nitidez de los elementos que aparecen en ella hará que sean más fácilmente reconocibles por el investigador al analizar la grabación. El prototipo inalámbrico ofrece una resolución de 720*576 píxeles, cuando la mayoría de los sistemas del mercado funcionan a 640*480 píxeles, o incluso menos.

4.2.2.4. Calibración.

El procedimiento de calibración es necesario para calcular la relación entre la orientación del ojo y la localización de la mirada en el entorno. Dado que las cámaras del ojo y del escenario no cambian sus posiciones en relación con el ojo grabado ya que están montadas de forma estable en la cabeza del sujeto, la posición del centro de la pupila se correlaciona directamente con la visión en fovea dentro del campo de visión recogido por la cámara de la escena. Después de realizar un proceso de calibración, la posición de la pupila puede ser trasladada al espacio de la cámara externa. Basándose en la literatura científica, el centro de la pupila en un sujeto sin problemas de visión, equivale al centro de la atención visual, o visión foveal (Schmid yZambarbieri, 1991). Como el proceso de captura funciona a velocidades superiores a los límites de la percepción humana (i.e., 30 f/s), se asume que el dispositivo es capaz de captar toda la

información de los movimientos relevantes del ojo (Bridgeman et al., 1981; Pelisson et al. 1986; Rosenbaum, 1991; Rosseti, 1998; Thibodeau y Patton, 1995; Vickers, 2007).

El procedimiento habitual es colocar una serie de objetivos visuales donde el sujeto deberá mirar para medir la correspondencia de la posición del ojo y la localización de esos objetivos. A partir de esta correspondencia entre la posición del ojo y las localizaciones de los marcadores observados, se pueden establecer funciones de calibración que calculen el punto de fijación en cada momento (Figura 4.36).

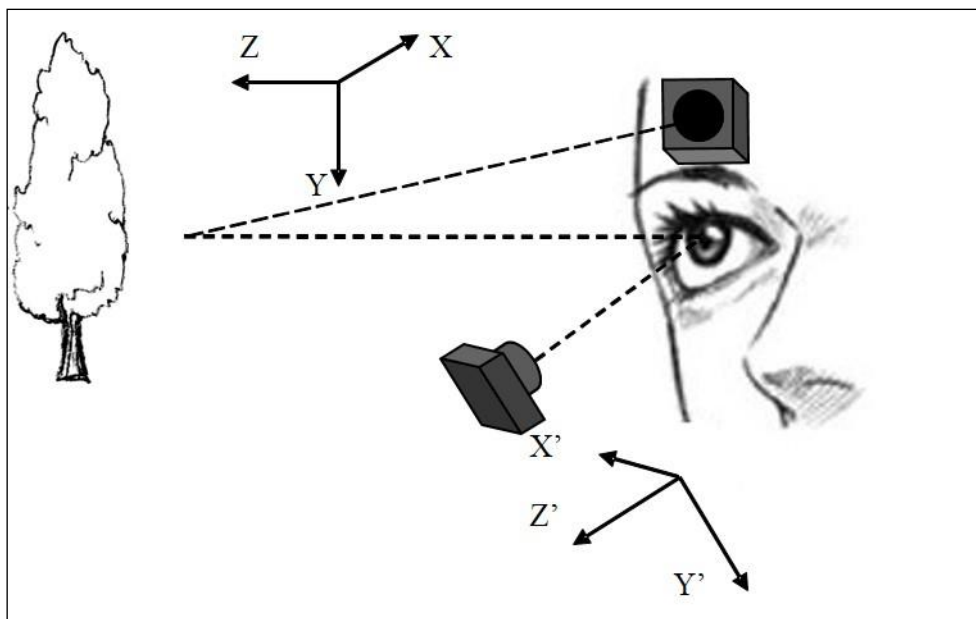


Figura 4.36. Representación esquemática de la configuración del actual sistema de registro ocular y de cómo se establecen los sistemas de referencia para calcular el punto de fijación.

Durante el proceso de calibrado seguido, se pide a los participantes que miren y mantengan la mirada fija en el centro del marcador, mientras mueve la cabeza de lado a lado y de arriba a abajo. Se comienza por detectar el patrón de movimiento en la visión del escenario y se va almacenando el centroide (i.e., centro de simetría) del patrón en cada momento en un archivo de datos junto con las posiciones del centro de la pupila. Después de recolectar puntos suficientes para cubrir los extremos de los límites de la visión del entorno, las dos listas resultantes de los puntos se guardan, de forma que queda un archivo con tres columnas de datos: i) posición centro de la pupila, ii) posición en la imagen del entorno y el iii) tiempo. Las dos nubes de puntos generadas por cada lista representan una superficie que transforma el valor de las coordenadas del centro de la pupila en el espacio de la visión del mundo. Mediante una descomposición en valores

singulares, se genera una superficie polinómica que se aproxima a la formada por la nube de puntos. El número de puntos es muy importante para que la transformación describa bien el sistema.

En el caso de utilizar ecuaciones polinómicas de primer grado, para la calibración del sistema se utilizan las siguientes ecuaciones:

$$\text{Entorno}_x = ax + by + c \quad a, b, c \in \mathbb{R}$$

$$\text{Entorno}_y = a'x + b'y + c' \quad a', b', c' \in \mathbb{R}$$

Debido a la rotación del globo ocular así como a la distorsión provocada por la lente de la cámara, tanto del ojo como del entorno, las posiciones del centro de la pupila no se trasladan linealmente al plano del entorno (Ramanauskas, 2006). Por ese motivo, se descarta el uso de planos ya que no se ajusta al modelo (Figura 4.37).

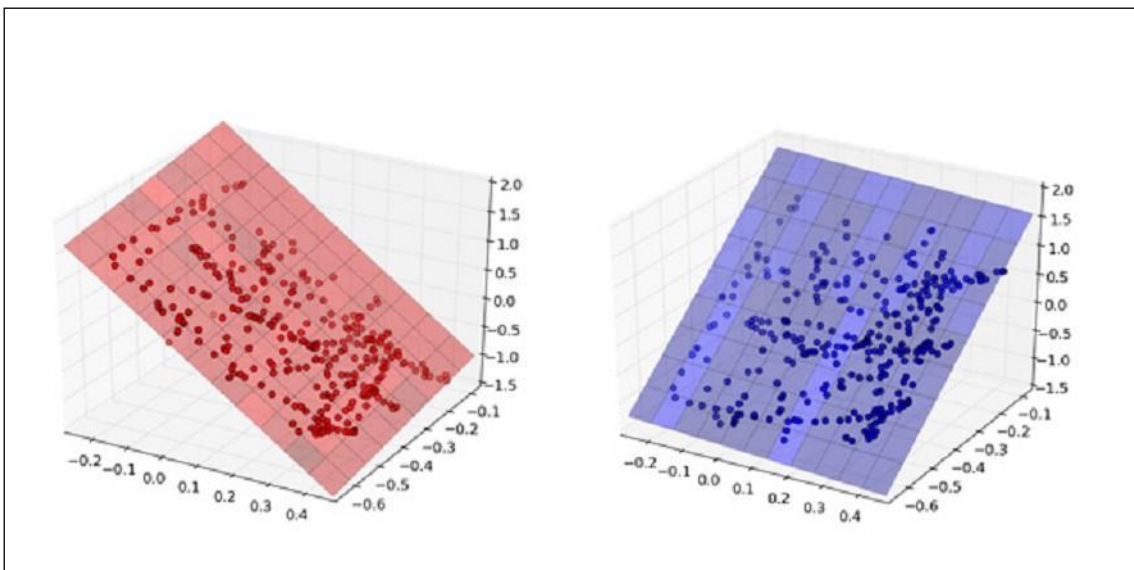


Figura 4.37. Representación de la nube de puntos a través de un plano simple resultante en las ecuaciones polinómicas multivariadas de primer grado.

En el caso particular de esta Tesis Doctoral se utilizan ecuaciones bivariadas de segundo grado (Figura 4.38) ya que describen mejor el sistema (i.e., no generan planos y dan una superficie curva que encaja mucho mejor con el modelo de la nube de puntos) y no son demasiado complejas, a diferencia de las ecuaciones de 3^{er} o 4^o grado que no mejoran significativamente la precisión respecto a las de 2^o grado, complicando los cálculos y el sistema (Kassner y Patera, 2012). De forma concreta, la expresión de la ecuación de segundo grado para el cálculo del entorno es:

$$\text{Entorno}_x = ax^2 + by^2 + cxy + dx + ey + f \quad a, b, c, d, e, f \in \mathbb{R}$$

$$\text{Entorno}_y = a'x^2 + b'y^2 + c'xy + d'x + e'y + f' \quad a', b', c', d', e', f' \in \mathbb{R}$$

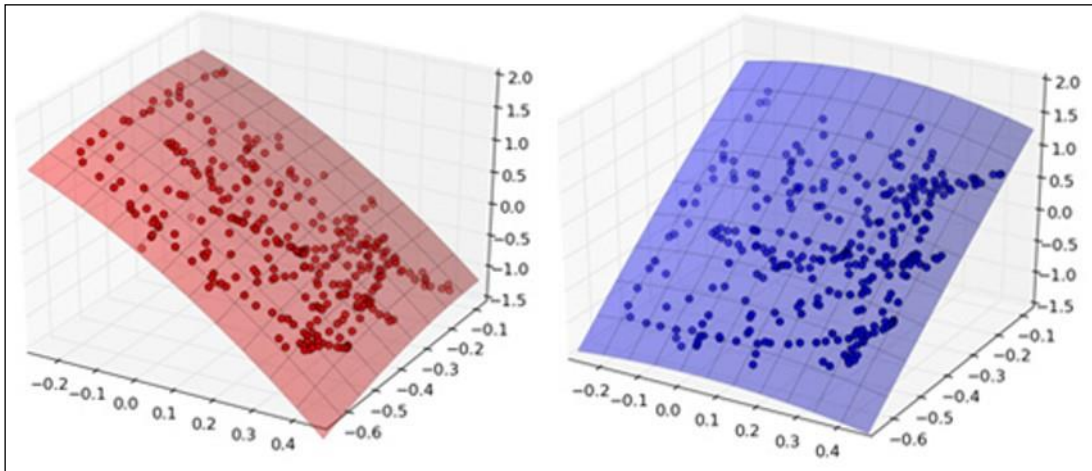


Figura 4.38. Ejemplo de representación de la nube de puntos a través de una superficie curva resultante en las ecuaciones polinómicas multivariadas de segundo grado.

Tras completar el proceso de calibrado, la posición del centro de la pupila se registra en las imágenes del entorno. Los resultados estarán por lo tanto sujetos a la calidad del calibrado (i.e., un calibrado pobre generará errores mucho mayores que una calibración rigurosa con una nube de puntos amplia y válida). Es importante comprobar el estado del calibrado de vez en cuando, ya que un golpe involuntario en el dispositivo que cambie su disposición repercutirá en una recolección de datos no válidos. Basta con pedirle al sujeto que mire un punto concreto o un marcador colocado y comprobar que el programa indica que la fijación es correcta en la pantalla del entorno.

Para la calibración del actual software, existen varios métodos, cada uno con sus ventajas e inconvenientes. Por ejemplo, Ramanauskas (2006) realizó un estudio en el que comparaba dos métodos de calibración, uno basados en modelos geométricos y otro en modelos polinómicos, utilizando plantillas de 5, 9, 13 y 25 puntos. Dicho autor concluye que no existen diferencias significativas entre los diferentes sistemas de calibración, teniendo los ambos un error menor a 1°. Posteriormente, Duchowski (2007) hace un revisión de los sistemas de calibración validados más habituales en los que se utilizan plantillas de 5, 9, 13 o 25 puntos concluyendo que una calibración de 9 puntos es suficiente, ya que no existen diferencias significativas al usar plantillas de 13 o 25 puntos.

Recientemente, Kassner y Patera (2012) proponen un método de calibración basado en la visualización de una pantalla de ordenador en la que se dibuja un marcador (figura 4.39) que consiste en una figura compuesta por tres circunferencias concéntricas. Este sistema de calibración basado en una plantilla de 9 puntos es muy habitual en los sistemas de *eye tracking* (e.g., ASL SE5000, EyeLink II y Tobii Glasses) ya que abarca casi la totalidad del campo de visión, haciendo más precisos los cálculos posteriores.

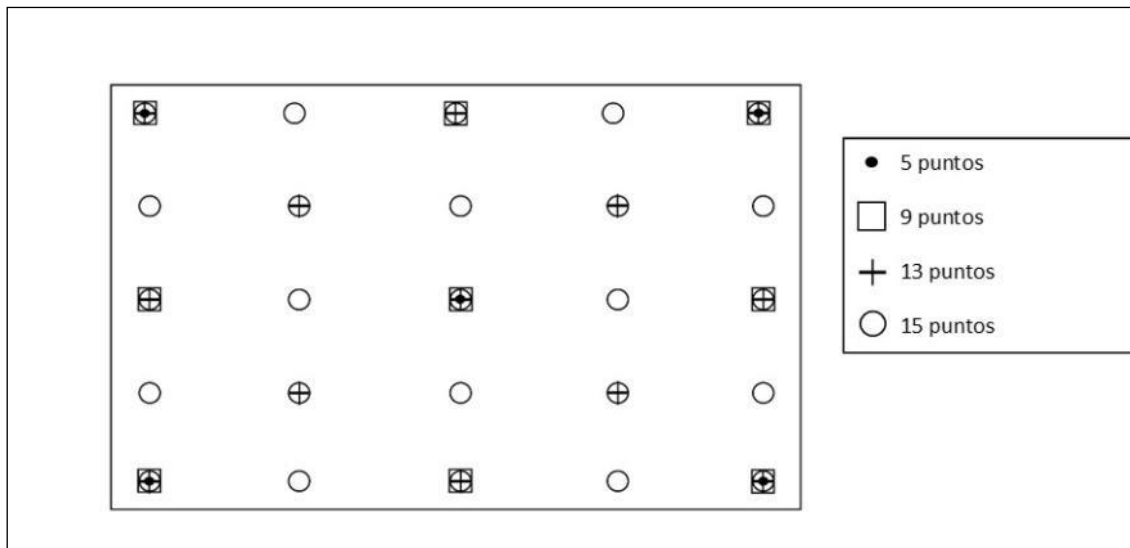


Figura 4.39. Panel con las diferentes configuraciones de 5, 9, 13 y 15 puntos utilizadas en los procedimientos habituales de calibración (tomado de Cerrolaza, Villanueva, y Cabeza, 2012).

Por su parte Cerrolaza et al. (2012) comparan los modelos polinómicos frente a los geométricos, concluyendo que los primeros presentan menores errores ($0,38^{\circ}/1,98^{\circ}$) que el modelo geométrico ($0,62^{\circ}/2,09^{\circ}$), aunque este último es más algo más robusto ante los movimientos de la cabeza. Además, los autores concluyen que la implementación de los modelos polinómicos es mucho más sencilla y que no existen diferencias entre los sistemas de calibración de 5, 9, 13 y 25 puntos; proponiendo incluso un nuevo modelo basado en 8 puntos.

Una vez conocidos los principales sistemas de puntos de calibración, se decide utilizar un sistema basado en 9 puntos, ya que guarda un equilibrio entre precisión, velocidad y comodidad de calibrado; evitando una fatiga temprana del sujeto debido a una mayor duración del procedimiento con el sistema de 13 y 25 puntos (Surakka et al., 2004; Spakov, 2005). Este sistema de 9 puntos, comienza con el marcador apareciendo en el centro de la pantalla, y se va desplazando siguiendo la secuencia de la figura 4.40 en 9 puntos diferentes. En cada punto se detiene hasta que obtiene suficientes puntos

válidos de calibración. Una vez obtenidos esos puntos se desplaza a la siguiente posición.

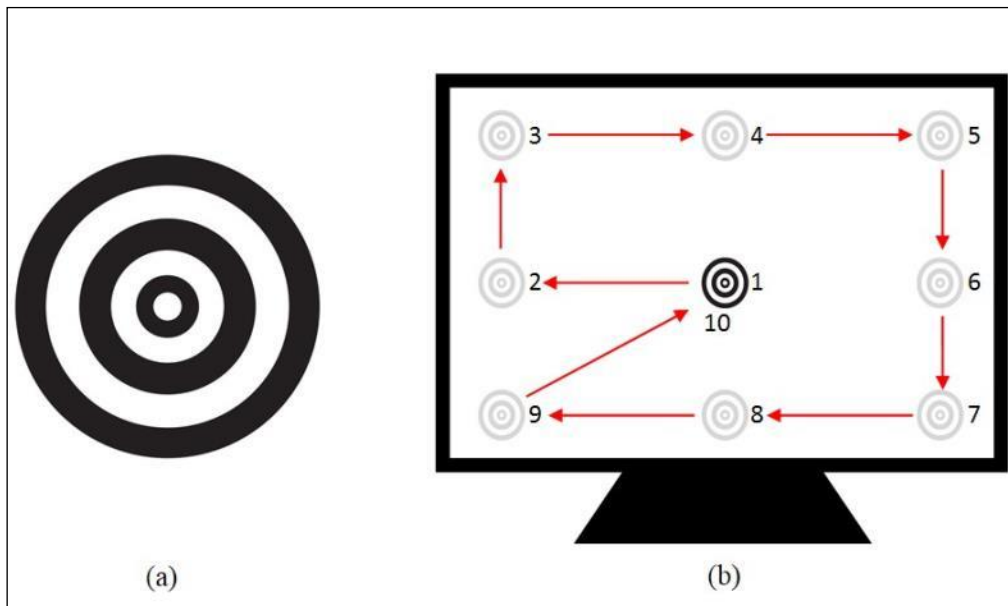


Figura 4.40. Detalle de marcador utilizado para la calibración (a) y secuencia de desplazamiento del marcador con calibrado en pantalla durante situaciones cercanas (b).

Cuando la cámara frontal detecta una forma como la del marcador, la marca y posiciona dentro del mapa de la imagen, y al mismo tiempo la enlaza con la posición de la pupila detectada en la cámara del ojo. Esto lo hace mediante un algoritmo de detección de formas incluido en la orden de OpenCV *ImageDraw*, que detectará y dibujará el patrón sobre la forma cuando algún objeto de la imagen coincida con éste (Figura 4.41).

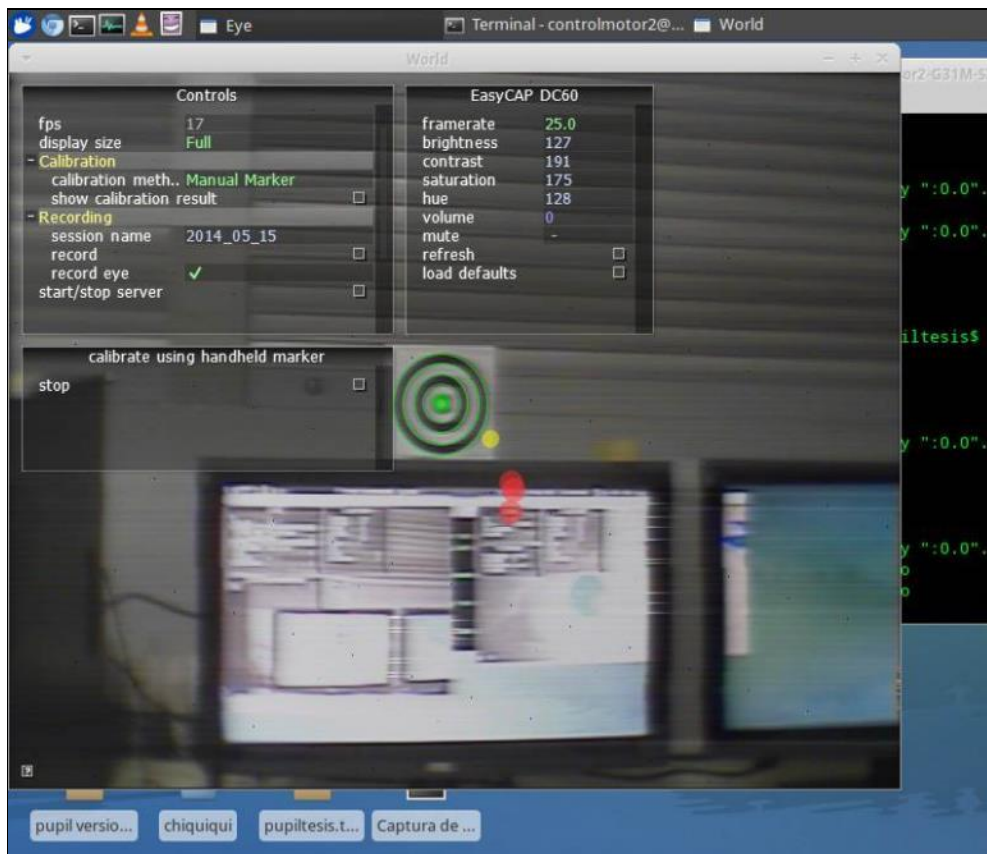


Figura 4.41. Ejemplo de marcador detectado en la imagen de la cámara frontal.

Cuando el programa haya detectado y enlazado suficientes puntos válidos en una misma posición de marcador, éste se desplazará hasta una nueva localización. Para una buena fiabilidad debemos obtener más de 180 muestras, y un índice de puntos válidos de más de 0,75. Puede ocurrir que el software detecte muchos puntos válidos de marcador, pero no pueda enlazarlos debido a una mala calidad en la detección de la pupila o viceversa. (Figura 4.42).

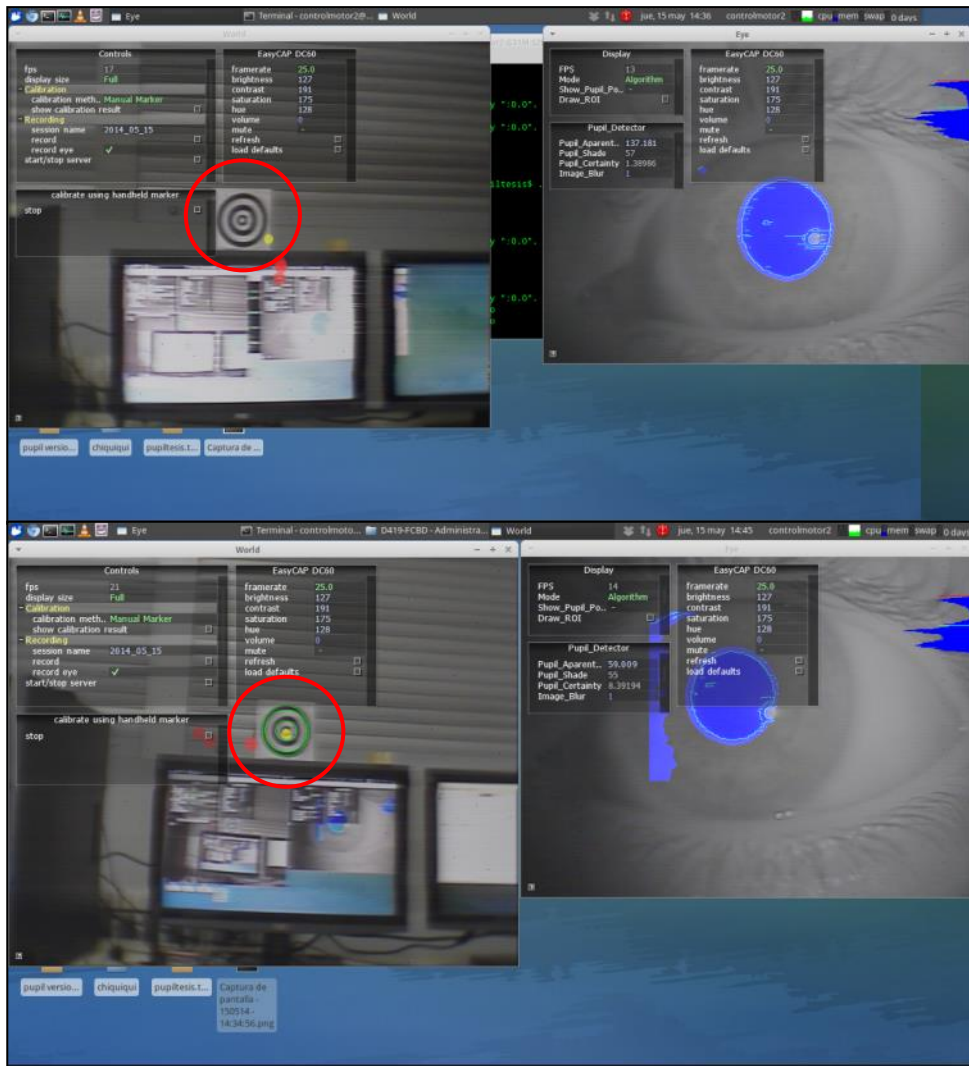


Figura 4.42. Ejemplo de detección correcta de un punto (arriba) a partir del marcador y pupila e incorrecta (abajo) contando sólo con la pupila.

Es muy importante que el sujeto no mueva la cabeza durante la calibración, ya que entonces la correlación de las posiciones del centro de la pupila no se corresponderá con su transformación a su localización en las imágenes del entorno. Para ello, se utilizará un soporte donde el sujeto apoyará la barbilla, y así minimizar los movimientos. También se registrará, mediante un marcador, el centro de la imagen y así discriminar si el sujeto desplaza involuntariamente la cabeza y hay que realizar de nuevo el calibrado.

Una vez calibrado el dispositivo, se pide al sujeto que se levante y se desplace por el espacio. A partir de entonces, se puede comenzar la captura de video y audio de la escena, generando una lista que contiene los intervalos de tiempo y las posiciones del

centro de la pupila asociadas a cada fotograma del video de la escena. Como opción, se puede grabar el video del ojo para diferentes intereses dentro de la investigación.

4.2.2.5. Corrección Efecto Paralaje (Parallax).

Los dos ojos, al estar situados en posiciones diferentes, recogen cada uno en sus retinas una imagen ligeramente distinta de la realidad que tienen delante. Esas pequeñas diferencias se procesan en el cerebro para calcular la distancia a la que se encuentran los objetos mediante la técnica de *paralaje* (Frey y Ringach, 2011; Bernet, Cudel, Lefloch y Basset, 2013; Stroyan y Nawrot, 2012; Ranieri y Gross, 2014). El cálculo de las distancias sitúa los objetos que estamos viendo en el espacio tridimensional, obteniendo una sensación de profundidad o volumen. Por lo que si tomamos o creamos dos imágenes con un ángulo ligeramente distinto y se las mostramos a cada ojo por separado, el cerebro podrá reconstruir la distancia y por lo tanto la sensación de tridimensionalidad (Borst y Egelhaaf, 1989).

Este efecto existe también en nuestro sistema de registro debido a la distancia existente entre el ojo medido y la cámara que graba el escenario. Aunque en nuestro caso esa distancia es pequeña (4-5 cm en el prototipo inalámbrico), este efecto introduce un ligero error en las mediciones que hay que tener en cuenta. Al optar por una grabación directa y libre de elementos intermedios (i.e., tanto de la imagen del ojo como del escenario, y evitar así cualquier objeto que se encuentre entre el ojo y el elemento a visualizar) se decide colocar la cámara fuera del eje del ojo medido. El cálculo de la distancia de error del efecto paralaje d_e dentro del plano de fijación se puede calcular por medio del teorema de Tales o de los triángulos semejantes (Li, 2006):

$$\frac{d_e}{d_f - d_c} = \frac{d_o}{d_c}$$

$$d_e = \frac{d_o}{d_c} (d_f - d_c)$$

Por lo tanto el error del ángulo visual del efecto paralaje (θ_e) sería el siguiente:

$$\theta_e = \tan^{-1} \left(\frac{d_e + d_o}{d_f} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{d_o}{d_f} \right) = \tan^{-1} \left(\frac{\frac{d_o}{d_c} (d_f - d_c) + d_o}{d_f} \right) - \tan^{-1} \left(\frac{d_o}{d_f} \right)$$

Luego simplificando la expresión:

$$\theta_e = \tan^{-1}\left(\frac{d_o}{d_c}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{d_o}{d_f}\right)$$

Según estos principios, cuando la distancia de calibración y la distancia de visualización es la misma el error de paralaje será cero (figura 4.43). Si esta distancia aumenta se produce una divergencia que hará que el ángulo de error aumentará. Si se conoce de antemano la distancia mínima d_{min} y máxima d_{max} en la que se va a trabajar y medir, la distancia óptima de calibración d_c se calculará de la siguiente manera:

$$d_c = d_{min} + \frac{d_{max} - d_{min}}{3}$$

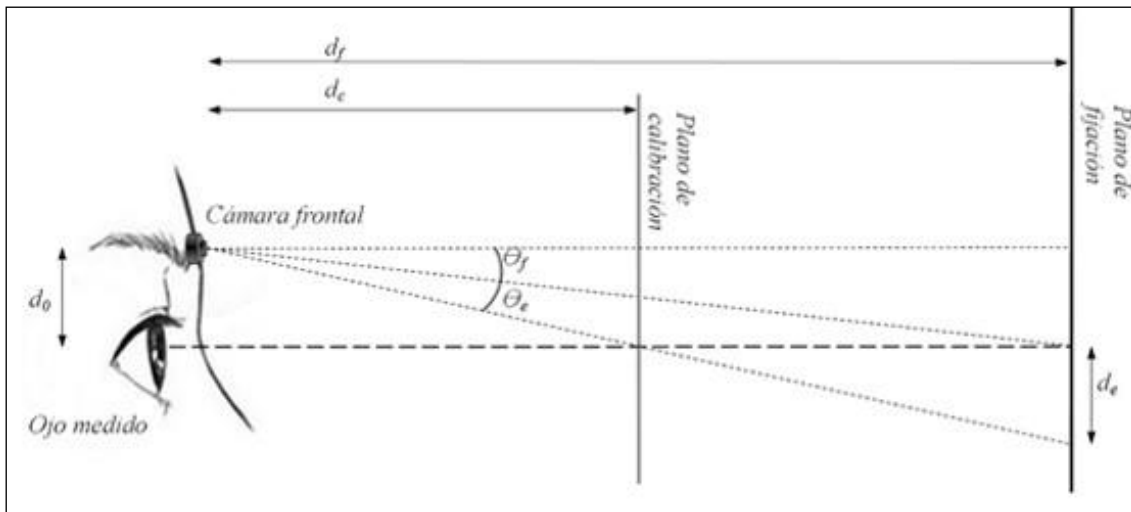


Figura 4.43. Identificación de la distancia de calibración y de visualización para el cálculo del efecto de paralaje.

Este efecto puede resultar en 1° de desviación en distancias que sean 1-2 m más lejanas que el plano de calibración cuando realizamos fijaciones en corta distancia (e.g., 30-150 cm), por lo que habrá que tener en cuenta este punto en el protocolo de calibración. Este efecto tiende a desaparecer cuanto mayor es la distancia, ya que es inversamente proporcional a la distancia de medida/calibrado, por lo que en situaciones a media/larga distancia, este error no influirá tanto.

4.2.2.6. Límites en la precisión.

Algoritmos basados en *RANSAC*, como el de Li (2006) fueron validados con una precisión de $0,9^\circ$; utilizando lentes para la cámara del entorno que iban desde los 56° hasta los 111° , como se observa en la figura 4.44.

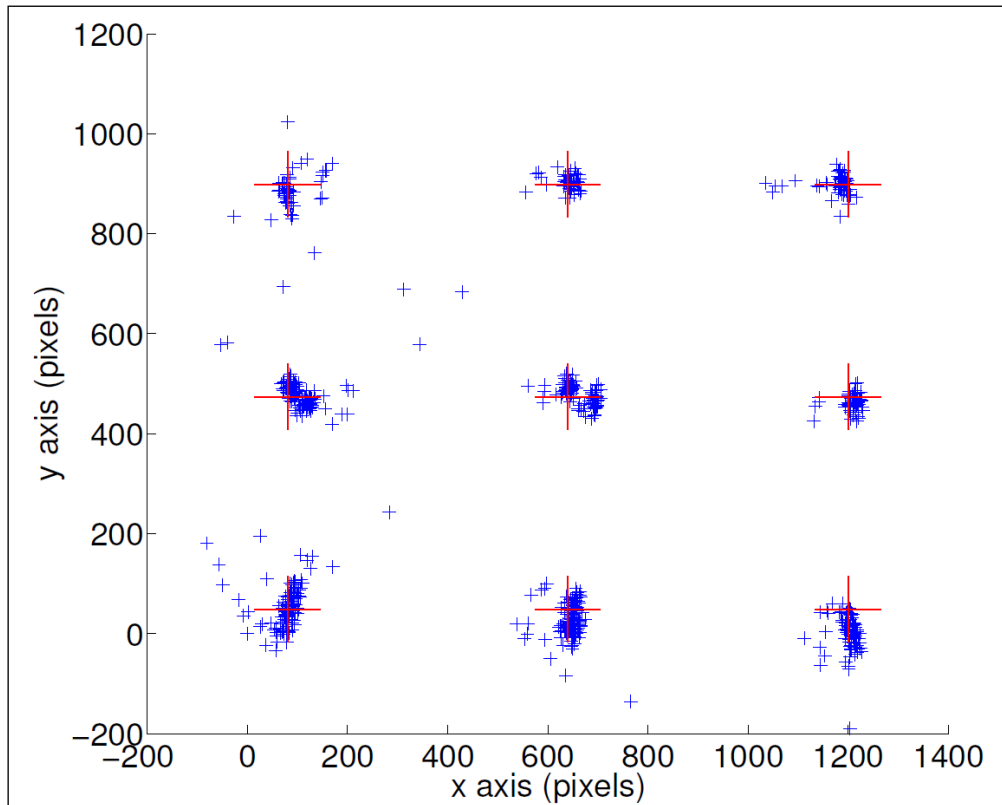


Figura 4.44. Ejemplo de validación en base al algoritmo de Li (2006), donde la cruz roja marca la posición de los marcadores de referencia y las cruces azules las fijaciones proporcionadas por el sistema.

Los límites en la precisión del sistema vienen dados por las limitaciones fisiológicas propias del ojo, y pueden aumentarse por los diferentes elementos del sistema (e.g., sensor de las cámaras, deformación por efecto de las lentes, algoritmos de tratamiento de imágenes). Desde el punto de vista de la fisiología ocular existen varias limitaciones. En primer lugar, el área de fijación de la fovea se encuentra entre 1° - 3° (Piras y Vickers, 2001; Savelsbergh et al., 2002; Kim y Lee, 2006; Dicks et al., 2010) aunque los humanos puedan distinguir elementos con arcos visuales inferiores a 1° . Esto significa que un participante cuando mira detenidamente dentro de un área, su ojo no precisa que el objeto de interés esté centrado en la fovea, con estar dentro de este cono es suficiente para ser percibido. Además, los pequeños movimientos micro-sacádicos

introducen pequeños desplazamientos de la escena visual en la retina de aproximadamente $0,2^\circ$ (Abrams, Dobkin, y Helfrich, 1992). También existen limitaciones desde el punto de vista del sistema de medición (e.g., la calibración y el procedimiento de detección de la pupila) que pueden introducir errores en la medida. El objetivo del sistema tecnológico, en cuanto a precisión de la medida y magnitud del error, es que no sea superior a los 1° - $1,5^\circ$ de arco visual establecidos como límite de control visual y fisiológico de la visión humana (Kassner y Patera, 2012).

4.3. VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL SISTEMA TECNOLÓGICO CREADO PARA EL REGISTRO DE LAS FIJACIONES VISUALES.

4.3.1 Introducción.

La calidad de una medida depende tanto de su validez como de su fiabilidad ya que existen factores asociados a los individuos, al observador o al propio instrumento de medida que pueden influir en la variación de las diferentes mediciones que se hagan a lo largo de tiempo.

En el ámbito científico, cualquier nuevo dispositivo, cadena de medida, protocolo o cuestionario ha de pasar un proceso de validación que le da las garantías para que cualquier persona de la comunidad científica pueda utilizar esta nueva aportación obteniendo resultados válidos y que reflejen la realidad investigada (Babcock, 2005). Además, es fundamental que dicho instrumento de medida contenga consistencia en la medida, lo que significa que una medida no debería de cambiar sistemáticamente durante las medidas repetidas que se hicieran de la misma. Como regla, la repetición de la medición dará resultados que mostrarán dispersión hasta cierto punto, con independencia de la exactitud con que lo haga. Dispersión en este contexto significa variación con un carácter azaroso (i.e., los datos pueden tomar cualquier valor de un conjunto especificado de valores con ciertas probabilidades, Norma ISO 5725 de 1993, para las Ciencias Técnicas). Sólo se si conoce la dispersión, se puede decidir si una medida se desvía de su valor de referencia (i.e., es parcial, Norma ISO 5725, 1994b).

En la presente Tesis Doctoral, al tratarse de un dispositivo tecnológico de nueva creación, se realiza una prueba de precisión a fin de conocer la validez del instrumento de medida. Dicha prueba tiene como finalidad cuantificar la magnitud de la diferencia (e.g., en píxeles o grados del arco visual) entre las diferentes localizaciones espaciales reales (e.g., los puntos de calibración o las presas del rocódromo) y el registro que hace el sistema tecnológico cuando se pide al participante que fije su visión central en dichos puntos o cuando fija sobre la vía que a continuación va a escalar.

Complementariamente, se realizan diversas pruebas de fiabilidad para conocer la consistencia de funcionamiento que tiene el instrumento de medida entre participantes, condiciones de iluminación y momentos de aplicación del test de registro. En concreto,

el estudio de la fiabilidad se centra en valorar la repetitividad que presentan los resultados cuando el dispositivo tecnológico es aplicado en diferentes: i) participantes (30 participantes), ii) condiciones lumínicas (4 situaciones con distinta cantidad de luz) y iii) momentos temporales de aplicación de los tests de medición (pre- y post- test respecto a una ejecución real en rocódromo con el sistema tecnológico incorporado). Por tanto, el tipo de consistencia analizada en la Tesis Doctoral, en base a la desviación típica o estándar de los resultados, integra los conceptos de *repeatability standar deviation* al utilizar siempre el mismo instrumento de medida y el de *reproducibility standar deviation* al utilizar ese instrumento en diferentes participantes y condiciones de luminosidad (Norma ISO 5725, 1994a).

La evaluación de la fiabilidad o concordancia en variables cuantitativas se puede realizar con diferentes métodos (Bartko, 1966). En la Tesis Doctoral se calculará a partir del coeficiente de correlación intraclass (ICC; ver Bravo y Potvin, 1991; Shrout y Fleiss, 1979) y de la técnica de los límites del acuerdo de Bland y Altman (1986).

El ICC, como medida relativa de fiabilidad (Baumgartner, 1989), utiliza la desviación típica intra-sujeto o intra-observaciones como estimación del error de la medida (i.e., estima el promedio de las correlaciones entre todas las posibles ordenaciones de los pares de observaciones disponibles) para informar sobre la diferencia entre observaciones y sobre la variabilidad residual o aleatoria asociada al error que conlleva toda medición. Como todo índice de concordancia se sitúa entre el 0 y 1 (Cohen, 1992), de modo que la máxima concordancia corresponde a un valor de $ICC = 1$. En este caso, toda la variabilidad observada se explicaría por las diferencias entre sujetos y no por las diferencias en la repetición de uso en el instrumento de medida. Por otro lado, el valor $CCI = 0$ se obtendría cuando la concordancia observada es igual a la que se esperaría que ocurriera sólo por azar. El uso del ICC se limita a que las variables están distribuidas según una normal, que exista igualdad de varianzas e independencia entre los errores de cada observación o medición. En su estimación se utilizará el estadístico alfa (α) de Cronbach. También, se utilizará un modelo de análisis de la varianza (ANOVA) de medidas repetidas para comparar las medias de las VDs objeto de estudio entre mediciones.

Para facilitar la interpretación del ICC se utiliza el método gráfico propuesto por Bland y Altman (1996) de análisis de las diferencias individuales. Dicho procedimiento,

avalado por diferentes autores (Atkinson, 1995; Bland y Altman, 1986; Nevill, 1996; Nevill y Atkinson, 1997) consiste en representar gráficamente las diferencias entre dos mediciones frente a su media, determinar los límites de concordancia o de acuerdo (LoA) y visualizar las discrepancias observadas. La finalidad es conocer si existen diferencias entre las diferencias absolutas y la media. Si no existe relación entre las diferencias y la media, el LoA es:

$$d \pm (1.96 \times s)$$

Donde d es la media de las diferencias y s la desviación típica de las diferencias. El LoA proporciona una aproximación más completa a la fiabilidad que otras pruebas estadísticas de fiabilidad (Bailey, Sarmandal, y Grant, 1989; Sarmandal, Bailey, y Grant, 1989; Ottenbacher y Tomchek, 1994; Atkinson, 1995). Se asemeja al ICC en que analiza la fiabilidad de datos paramétricos aunque se diferencia en que se trata de un medida de fiabilidad absoluta, siendo independiente de la heterogeneidad de la muestra. Según la British Standards Institution (1975), el 95% de estas diferencias deberían estar incluidas y ser menores que dos desviaciones típicas. Idealmente, la diferencia a la media debería de ser 0 (i.e., la diferencia de media no debería ser significativamente diferente de 0) ya que se ha utilizado el mismo método (e.g., el mismo instrumento, mismo investigador, mismas condiciones de investigación).

4.3.2. Prueba de validez.

El sistema tecnológico de registro debe ser capaz de discriminar pequeñas variaciones en la posición de la pupila y reconocer su posición para calcular el vector que indicará el punto de fijación en el espacio. Todo esto en tiempo real y a una frecuencia que permita registrar esos rápidos movimientos. Un pequeño error en la medición del ojo resultará en un error muy grande en la posición de la fijación en el espacio real debido a las transformadas realizadas para transponer los movimientos oculares al plano real de visualización del sujeto. Los sistemas actuales ofrecen precisiones de entre $0,5^\circ$ y $1,5^\circ$, que es una precisión alta si se tienen en cuenta que un cono de visión de 1° a 4 m da un área circular perpendicular al eje del mismo de $21,92\text{cm}^2$ (3,49 cm de radio).

Se estableció un protocolo de calibración del dispositivo sobre una proyección en una pared de 3x2 m a una distancia de 4 m. El sujeto permanecía sentado en todo momento durante la calibración y con la barbilla apoyada en un apoyo regulable a su altura, de manera que la pantalla de proyección quedara centrada delante del sujeto y dentro del rango de grabación de la cámara del escenario (Figura 4.45).

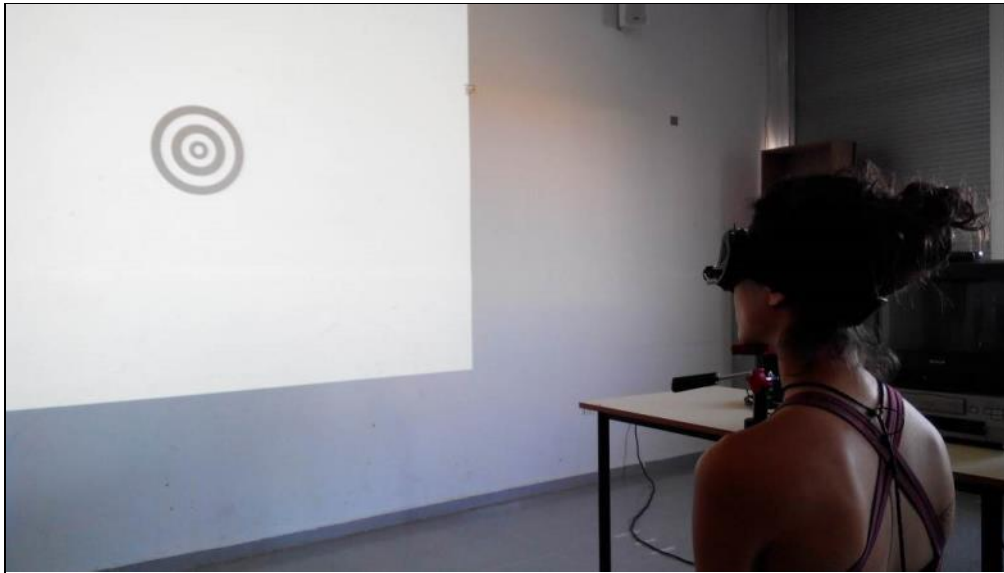


Figura 4.45. Posición inicial de los participantes durante el proceso de calibración del sistema de registro ocular.

Tras la calibración de 9 puntos, se proyectaba una pantalla con 13 marcadores graduados en cm (figura 4.46) a los que el sujeto debía mirar a su centro durante unos segundos, al ritmo que le indicaba el investigador. Cada marca estaba establecida a 1cm, y los círculos concéntricos a 2 cm. Partiendo del centro del marcador se obtiene la variación del error.

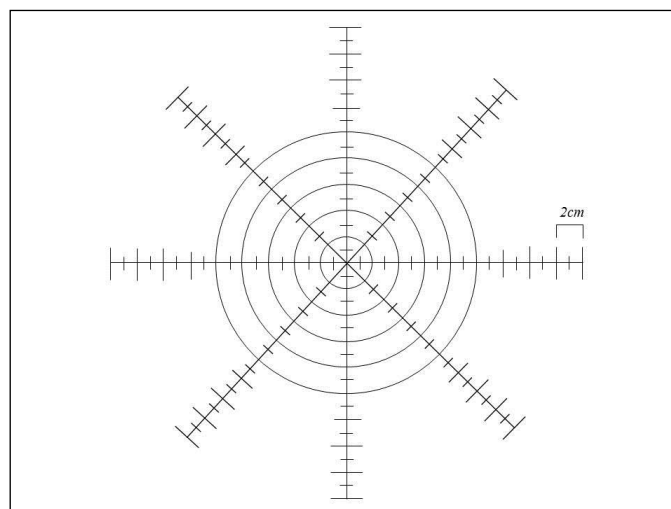


Figura 4.46. Detalle de marcador graduado utilizado en la prueba de validez del dispositivo.

Previamente se explicaba al sujeto que la progresión de visualización era de izquierda a derecha y de arriba abajo (figura 4.47). Tras la calibración y registro se compararon las posiciones relativas de los marcadores con los puntos de fijación de la visualización de los sujetos.

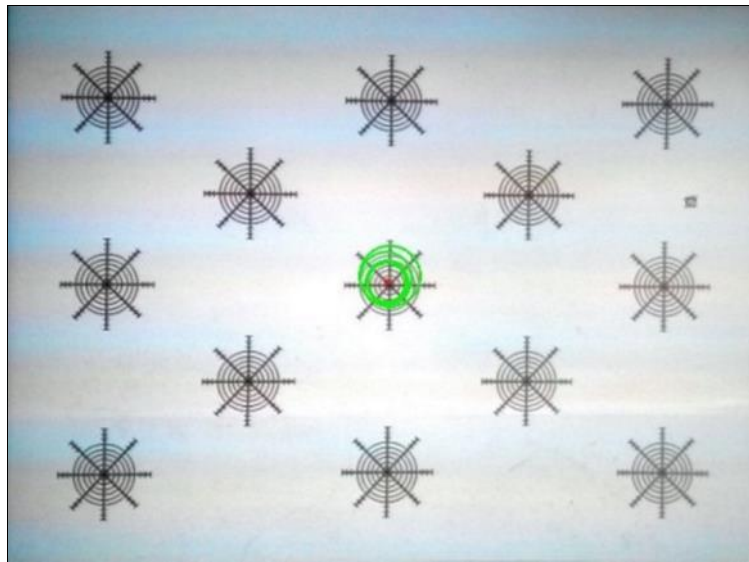


Figura 4.47. Plantilla de proyección de 4x3 m utilizada durante la prueba de validez y su visualización por parte de un sujeto.

Además, se tuvo en cuenta el error debido a la perspectiva de visionado de los puntos (e.g., al utilizar marcadores que abarcan un gran área, mientras más alejados estén del centro, más deformación debido a la perspectiva sufrirán los marcadores). En la revisión bibliográfica no existen estudios con validaciones que tuvieran en cuenta esta deformación directamente. Sin embargo, en la presente Tesis Doctoral este error es controlado durante el proceso de validación mediante unos índices de corrección que se explican a continuación.

En la Figura 4.48 se observa como el efecto de la perspectiva hace que no se vea el círculo como tal, sino como una elipse, debido a que el vector de dirección de la mirada (i.e., coincidente con el eje del cono) no es perpendicular al plano del marcador. De hecho, el único marcador que el participante percibe perfectamente de forma circular es el marcador central.

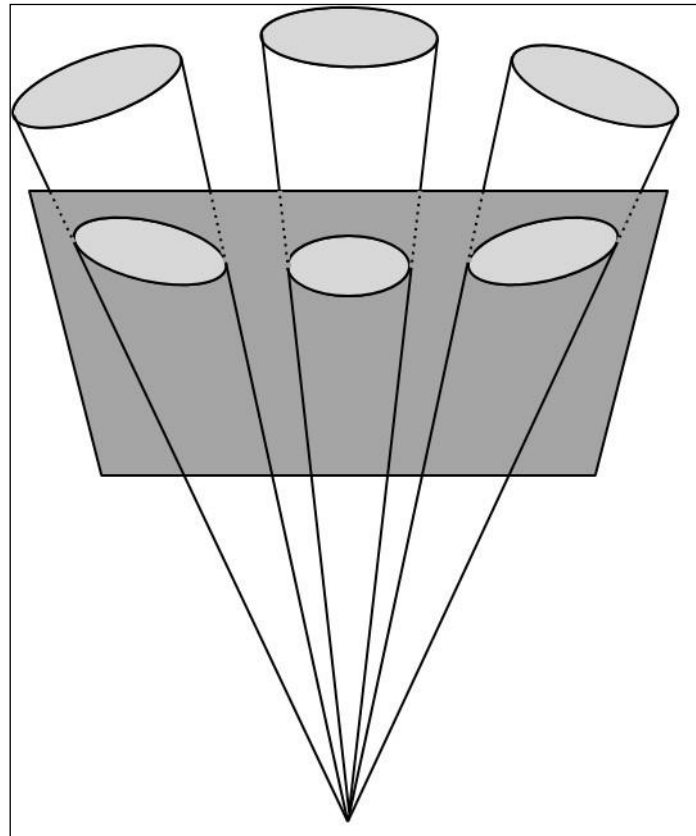


Figura 4.48. Perspectiva de visión del sujeto y cono de visión resultante según la dirección del vector de la mirada.

De una manera más visual, en la figura 4.49 se observa cómo afecta la perspectiva al ángulo visual determinado por el marcador.

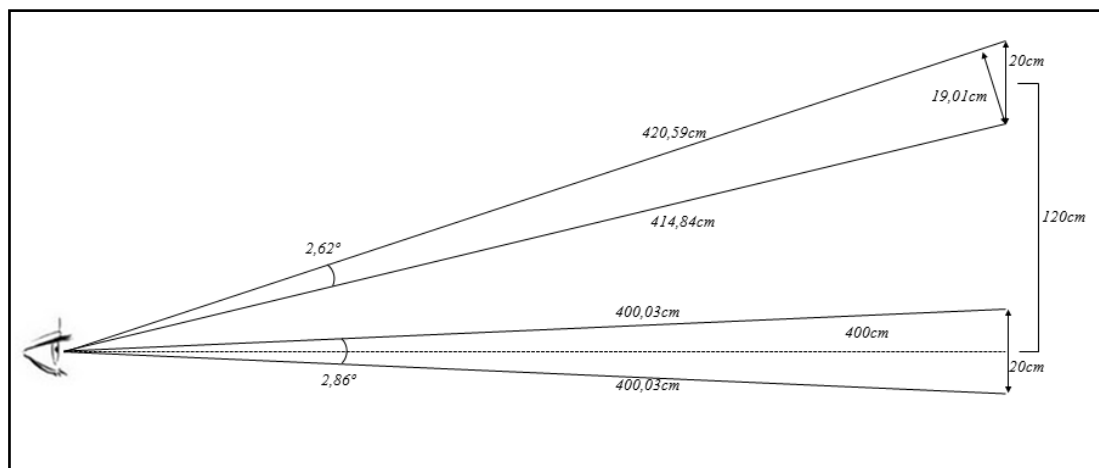


Figura 4.49. Efecto del error de perspectiva en la visión oblicua al plano de calibración.

Para corregir este factor se calcularon las distancias reales y percibidas, a fin de extraer el índice de corrección a cada uno de los puntos; menos del punto central ya que

se encuentra perpendicular al vector de la mirada y por lo tanto no sufre deformación por perspectiva. Para calcular esta distancia percibida se triangularon los diferentes puntos con respecto a la posición del sujeto. Conociendo las medidas de la proyección de 400cmx300cm y sabiendo que el punto central (i.e., punto 7) era perpendicular a la línea visual del sujeto situado a 400cm de la pared, se calcula por medio de trigonometría el tamaño percibido por el sujeto en cada punto (figura 4.50).

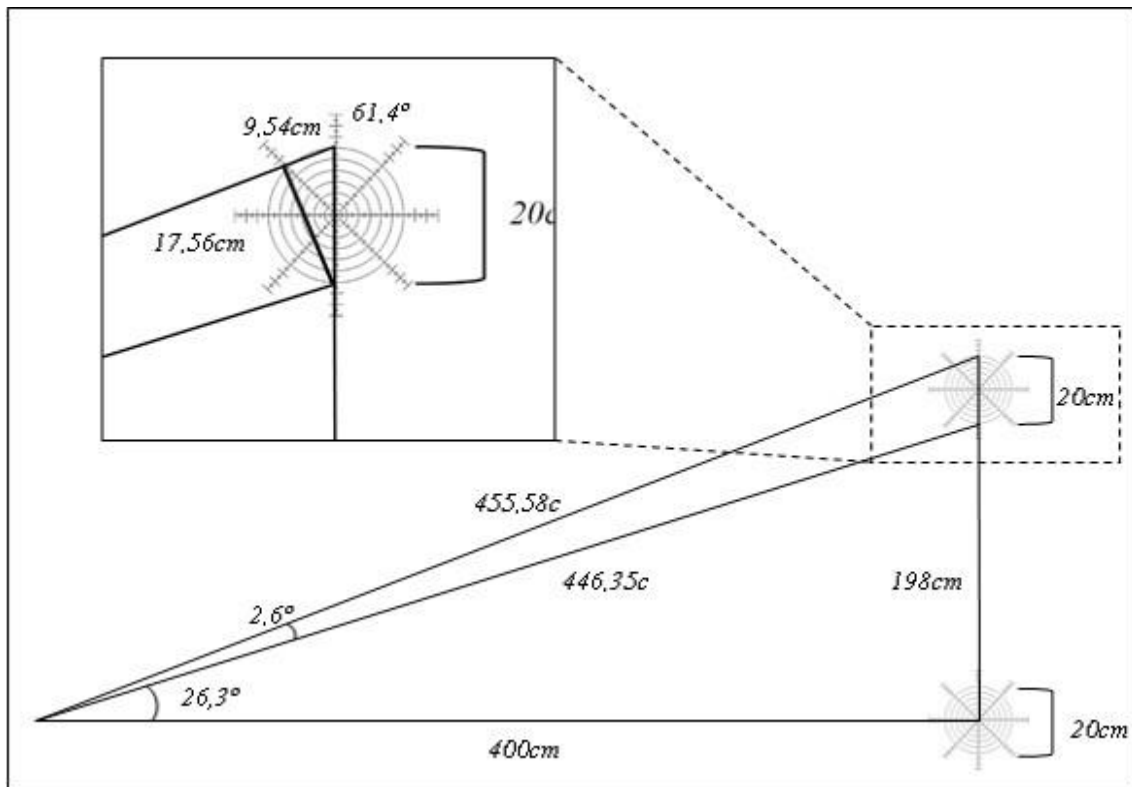


Figura 4.50. Ejemplo de cálculo del tamaño percibido, tras las operaciones trigonométricas, para los puntos 1, 3, 11 y 13.

Tras estos cálculos se establecieron los siguientes índices de corrección:

- Punto 7: Factor de corrección 1.
- Puntos 1, 3, 11, y 13: Factor de corrección 0,878.
- Puntos 2 y 12: Factor de corrección 0,951.
- Puntos 6 y 8: Factor de corrección 0,912.
- Puntos 4, 5, 9 y 10: Factor de corrección 0,961.

Estos índices de corrección fueron aplicados tras calcular las distancias de desviación al centro de cada marcador para establecer el arco de visual de precisión teniendo en cuenta el error de la perspectiva.

Para calcular la posición local de cada punto, se calcula su localización dentro del mapa de píxeles (960x720) con respecto al centro del sistema de cada marcador. Es decir, si la posición global (x,y) del centro del marcador 1 era por ejemplo (658,487) y la localización de la mirada era (662,482) (ver Figura 4.51); mediante una resta de las coordenadas se obtiene que la posición local del punto es (4,-5). Con estas posiciones locales se obtiene por tanto la distancia al centro del marcador, c , que sería la longitud de la hipotenusa resultante del triángulo formado por esas dos distancias de x e y , $c = \sqrt{x^2 + y^2}$, según Teorema de Pitágoras, 6,40 píxeles de distancia de separación. Esta distancia al centro del marcador, expresado en otros términos, podría considerarse como el módulo del vector creado desde el centro del marcador a las coordenadas x e y . Las unidades con las que se trabaja son píxeles, al ser la unidad de medida de la imagen obtenida directamente de la cámara. Por tanto, los análisis estadísticos se realizan en píxeles aunque posteriormente en la presentación de resultados se transforman los valores a cm a fin facilitar la comprensión de la magnitud de la diferencia y en grados ($^{\circ}$) de arco visual, para comparar dicha precisión del sistema tecnológico de registro ocular creado con otros comerciales ya existentes.

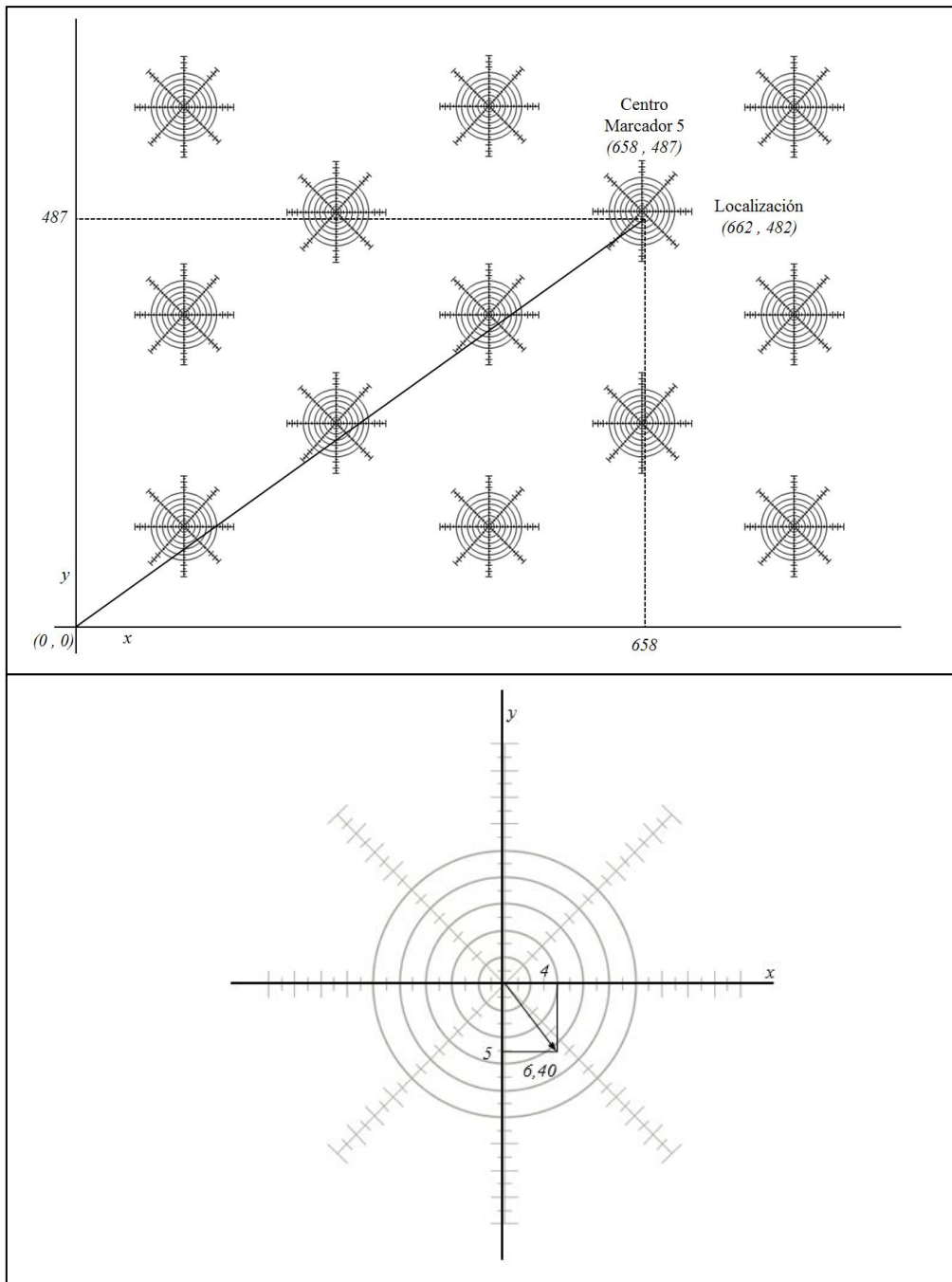


Figura 4.51. Ejemplo de localización del punto de fijación visual en el mapa global (arriba) y en el mapa local (abajo).

Tras calcular todas las posiciones locales y sus correspondientes distancias al centro del marcador, se obtuvo la media de desviaciones totales y locales de cada sujeto en cada punto. La media se obtiene con el registro de 1 segundo (i.e., 30 puntos consecutivos, ya que la frecuencia es 30 fotogramas por segundo) del archivo de metadatos generado por el software de un total de 3 segundos registrado de cada participante en cada marcador. Se escogieron los primeros 30 datos consecutivos dentro

de la serie, ya que existían tramos de datos donde no hay registro al producirse pestaños del participante o faltas de atención que hace que el sujeto mire a otro punto diferente al indicado. Posteriormente, se exportó a una base de datos SPSS el valor resultante de estas desviaciones a fin de realizar los análisis estadísticos oportunos.

4.3.3. Pruebas de fiabilidad.

4.3.3.1. Consistencia entre participantes.

Para comprobar la fiabilidad del actual dispositivo se contó con la participación de 30 sujetos jóvenes, seleccionados aleatoriamente entre todos los estudiantes de la titulación oficial de Grado de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la UNEX. Todos los participantes realizaban actividad física periódica y no presentaban ningún defecto ni alteración en las habilidades visuales básicas (e.g., agudeza visual estática, visión binocular, etc.) que impidiera el control de sus movimientos oculares o fijar la visión en un punto del espacio (e.g., estrabismo). Estos participantes fueron distintos a los que participaron posteriormente en la fase experimental de medición de escalada deportiva. Los participantes rellenaron, antes del comienzo de la medición, un informe de consentimiento de acuerdo a las normas éticas de investigación de la UNEX, aceptando su participación libre y voluntaria en la investigación. Los participantes recibieron instrucciones acerca de la tarea (e.g., objetivos) pero no información sobre las hipótesis de investigación.

En la imagen 4.52 se observa a un escalador participando durante el proceso de calibración con el sistema de seguimiento de la mirada incorporado y percibiendo uno de los 13 puntos empleados durante el procedimiento de validación.



Figura 4.52. Escalador participante en la prueba de fiabilidad del sistema de registro ocular entre participantes.

4.3.3.2. *Consistencia entre mediciones.*

La estabilidad del dispositivo es esencial para que los datos obtenidos reflejen la realidad. Al utilizar cámaras de grabación con una configuración de colocación fija a la fisionomía del participante, y basar todos los cálculos en la posición de estas cámaras relativas al ojo y entre ellas, ya que cada una es un sistema de referencia en sí, es necesario que la posición de estas cámaras no varíe durante la ejecución del participante. En este tipo de dispositivos se suele hacer una medición pre- y post-ejecución (Duchowski, 2007) para comprobar si existen diferencias o cambios entre las dos mediciones para las variables de estudio.

El deportista cuando se desplaza puede hacer movimientos bruscos e incluso gesticular, por lo que hay que estudiar si durante la ejecución el dispositivo sigue proporcionando mediciones estables. Hay que destacar que en situaciones reales, y más en situaciones donde haya contacto o movimientos de segmentos cercanos a la cabeza, puede ocurrir que el dispositivo sea golpeado y desplazado de su posición. En estas situaciones, es recomendable indicar al sujeto que mire hacia el centro de un marcador

graduado, durante o después de una medición, para comprobar si corresponde la fijación real con la que nos da el dispositivo de registro.

Para este análisis se contó con la participación de 5 sujetos, que ejecutaron una tarea motriz con el instrumento de medida acoplado en la cabeza. En este caso, la tarea elegida fue la misma que durante la situación experimental de medida (i.e., visionado y ejecución de una vía de escalada con una duración aproximada de 1 minuto). Los participantes, después del proceso de calibrado con 9 marcadores graduados, fueron medidos, y realizaron la tarea. Tras esta ejecución, el sujeto volvía a realizar la visualización de los 9 marcadores (figura 4.53) y se compararon ambos registros oculares.



Figura 4.53. Un escalador realizando una prueba de estabilidad con las gafas colocadas mientras realiza una secuencia de movimientos sobre el rocódromo.

4.3.3.3. *Consistencia entre condiciones de luminosidad.*

La posibilidad de funcionar y trabajar en situaciones deportivas exteriores e interiores con precisión y fiabilidad es una de los principales valores, junto con su característica inalámbrica, del actual sistema tecnológico de registro ocular. Una de las limitaciones de algunos dispositivos actuales es que la medición se ha de realizar en situaciones de luminosidad controlada, ya que una exposición a una luz natural fuerte hace que la detección del contorno de las pupilas sea complicada o imposible.

Para poder detectar la pupila sin problemas en entornos con luz solar directa hay que tener en cuenta dos cosas. Un exceso de luz solar hace que el sensor CMOS de la cámara del ojo se sature y de una imagen totalmente blanca por sobreexposición. Una iluminación por defecto puede provocar lo contrario, que el contorno de la pupila no sea distinguible dentro de la imagen capturada del ojo. Para ello se regula la intensidad del LED mediante la resistencia variable en función de las características del entorno.

Para la prueba de fiabilidad bajo diferentes situaciones de iluminación se contó con la participación de una sola persona, al ser esta prueba independiente de las características fisio-oculares de las personas. Se establecieron 4 niveles de iluminación, donde comprobamos la capacidad de trabajo del algoritmo de detección de pupila en diferentes ambientes. Los niveles de iluminación fueron los siguientes (figura 4.54):

1. Interior baja (IB): luces apagadas, sólo iluminación de la proyección.
2. Interior alta (IA): luces encendidas con gran luminosidad.
3. Exterior baja (EB): día nublado, con luz solar difusa.
4. Exterior alta (EA): día soleado, con luz solar directa.



Figura 4.54. Sujeto en diferentes situaciones de iluminación. De izquierda a derecha y de arriba a abajo: Interior baja, interior alta, exterior baja y exterior alta.

Para la medición de este test se realizaron unos marcadores impresos que se colocaron en la pared, y así poder hacer la medición también en el exterior, donde un proyector de luz tiene dificultades para trabajar de forma adecuada.

4.3.2.4. Desfase (Lag).

Siempre que se utilice un protocolo en el que intervengan señales digitales u analógicas y su procesamiento, hay que ser consciente de que el feedback conlleva cierto desfase o retraso, debido al tiempo necesario para trasladar las señales y procesar la información. Es lo que se conoce en ciencia computacional como *lag* o *latency* (Das y Havinga, 2013). Si se quiere establecer un sistema que funcione a tiempo real, hay que minimizar al máximo el tiempo envío de la señal, así como del procesamiento. Esto es esencial si se utiliza el sistema para dar feedback en tiempo real a nuestros deportistas o si se quiere extraer información en el momentos exacto en que se produce la acción.

Para calcular el retraso del actual sistema se desarrolla un protocolo ad hoc para la medición de este retraso. El protocolo consiste en la grabación con una cámara de alta velocidad tanto de la situación real como de la respuesta del dispositivo. Como estímulo se utilizó una luz láser proyectada contra una reflector dentro del rango visual del sujeto (figura 4.55).

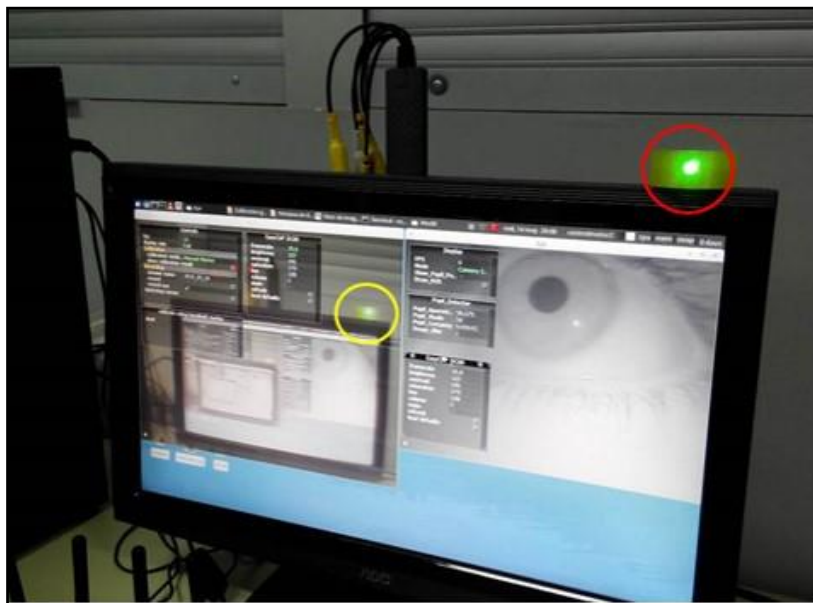


Figura 4.55. Grabación de la escena y del sistema procesando la escena. Rodeado en rojo el reflejo del láser en situación real y rodeado en amarillo el láser en la escena recogida por la cámara frontal 0,09 segundos más tarde.

Se grabó la secuencia a una velocidad de 120 fps, y el programa se ejecutó en un ordenador con procesador *Intel Pentium E6800* (memoria 2 Gb DDR2 a 400Mhz). Una vez grabado, se reprodujo la secuencia y se midió la diferencia de tiempo desde que aparecía el láser en el reflector hasta que aparecía en la pantalla de respuesta del sistema. Se midió a 3 sujetos en situación experimental, y se obtuvo el mismo tiempo de respuesta en todos los casos de 0,09 segundos. Consultando en la comunidad de programadores *Stackoverflow*; foro de expertos en desarrollo de dispositivos de interacción hombre-máquina, se establece un *lag* máximo de 100 ms para considerar que un dispositivo funciona en tiempo real (Stack exchange, 2014). El retraso encontrado en la presente Tesis Doctoral se asume como despreciable, permitiendo al investigador, en caso necesario, proporcionar feedback instantáneo para la regulación y control del movimiento de los participantes.

PARTE B: APLICACIÓN A LA ESCALADA

4.4. MUESTRA DE ESTUDIO.

Los sujetos experimentales que componen la investigación fueron escogidos por medio de un método de selección muestral no probabilístico (Arnal, Del Rincón, y Latorre, 1992) y basado en un proceso de selección de juicio (Särndall, Swensson, y Wretman, 1992) ya que los participantes debían cumplir ciertos requisitos respecto al nivel y experiencia deportiva. En concreto, todos los participantes provenían de la Federación Extremeña de Montaña y de Escalada (FEXME), y cumplían como mínimo las siguientes premisas:

- Realizar una práctica regular y continuada de escalada 2 veces por semana.
- Estar familiarizados con la escalada en rocódromo, en presas de resina, en la modalidad de bloque.
- Haber competido en alguna competición oficial de escalada, ya sea local, autonómica o nacional.

En concreto, la muestra de participantes está formada por un total de 18 sujetos escaladores (N=18), divididos en 1 grupo de 9 escaladores de *Nivel avanzado* ($M_{\text{edad}} = 27,44$ años; $DT \pm 5,31$; nivel de escalada vista entre 7b⁺ y 8b) y 1 grupo de 9 escaladores de *Nivel intermedio* ($M_{\text{edad}} = 29,55$ años; $DT = 6,06$; nivel de escalada vista hasta de 7b). Además, presentan las siguientes características físicas (tabla 4.1).

Tabla 4.1. Las variables antropométricas y del nivel de fuerza de los dedos en ambas manos.

	Media Altura (cm)	Peso (kg)	Media Enverg. (cm)	Media Ape Index	Fuerza dedos mano dra. (kg)	Fuerza dedos mano izq. (kg)
Grupo Avanzado	171,00	71,54	176,11	1,03	42,44	43,22
Intermedio	170,67	70,04	176,22	1,03	35,67	35,44

Todos los sujetos experimentales fueron informados por escrito, previa participación en el estudio, de los objetivos y tarea a realizar durante la investigación a través de un protocolo de información inicial (Anexo I). De igual modo, su conformidad quedó plasmada en un informe de consentimiento (Anexo II), que expone la confidencialidad de los datos facilitados, la participación voluntaria en el estudio y la capacidad para interrumpir el proceso de medición siempre que lo estime oportuno. Todo ello respetando los criterios y normas éticas de investigación de la UNEX en cuanto a experimentación con seres humanos se refiere. Además, dicho informe recoge la vinculación con la escalada de los sujetos experimentales mediante una serie de preguntas.

4.5. INSTRUMENTAL.

4.5.1. Sistema tecnológico para el registro del comportamiento visual de los escaladores.

Se utiliza el sistema de seguimiento de la mirada creado para la presente Tesis por el autor de la misma en el laboratorio de Control y Aprendizaje Motor de la Facultad de Ciencias del Deporte de la UNEX. Se trata de un sistema tecnológico de registro, en tiempo real, del comportamiento visual de los deportistas, que permite además un análisis posterior detallado de los puntos o zonas de mayor fijación visual, así como de su orden y duración durante las secuencias deportivas de estudio. El sistema basa su funcionamiento en la determinación de los movimientos oculares partiendo de la detección de la pupila. Este parámetro se ajusta antes del comienzo de la situación de estudio, adecuándose a las características individuales de cada deportista, mediante el empleo del computador que gestiona el sistema. Para ello, incorpora dos cámaras de video en una estructura que se coloca y ajusta en la cabeza del deportista. Una de las cámaras, de infrarrojos, situada sobre un soporte ajustable, filma al ojo en todo momento, de manera que permite recoger la pupila y sus movimientos. La otra cámara recoge la imagen de la escena que el deportista visualiza (figura 4.56).



Figura 4.56. Detalle de la cámara de la escena (izq.) y del ojo (dra.) empleada en el sistema tecnológico de registro ocular.

La integración de la localización de la pupila con las imágenes recogidas por la cámara frontal, mediante el software creado específicamente, permite obtener el punto

de fijación visual en tiempo real. El resultado de todo el proceso es la captura de una película que sincroniza la imagen que el deportista está visualizando con la localización exacta de la visión en fovea en cada momento temporal de la secuencia deportiva (figura 4.57), así como la generación de unos archivos de metadatos que contienen la información de la posición de la pupila en función del tiempo así como datos de sincronización de las dos cámaras.

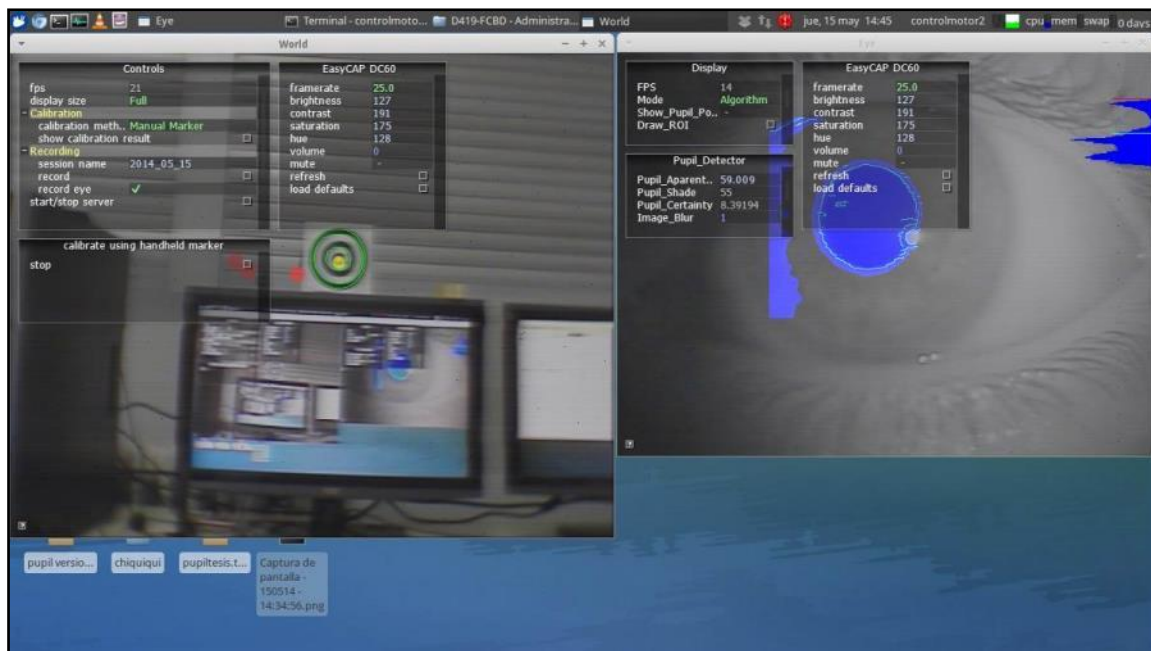


Figura 4.57. Imagen del sistema con ordenador e imagen de una ventana de video final.

El sistema es totalmente inalámbrico, lo que permite una total libertad de movimientos para el participante. Las gafas se ajustan perfectamente a la anatomía del escalador, sin restarle movilidad y sin la necesidad de estar pendiente de cables que limiten sus movimientos. Para el tratamiento de las imágenes se instaló el software en una computadora con las siguientes especificaciones técnicas::

- Intel Pentium DE6800.
- 2 Gb DDR2.
- Tarjeta Gráfica Nvidia Gforce 7800 GT.
- Disco Duro SATA 500 Gb.
- Doble Monitor 19”.
- Tarjeta PCI 1.0 controladora USB.

En este ordenador se instaló el sistema GNU/Linux, en su distribución *Xubuntu 13.10 Saucy Salamander* (Salamandra descarada). Esta distribución está basada en

Ubuntu 13.10, pero cambia el escritorio *Gnome 3.10*, muy pesado y con gran consumo de recursos, por un escritorio *Xfce 4.10* (figura 4.58), mucho más liviano y simple, lo que nos permite tener todos los recursos de la máquina disponibles para el software de captura.

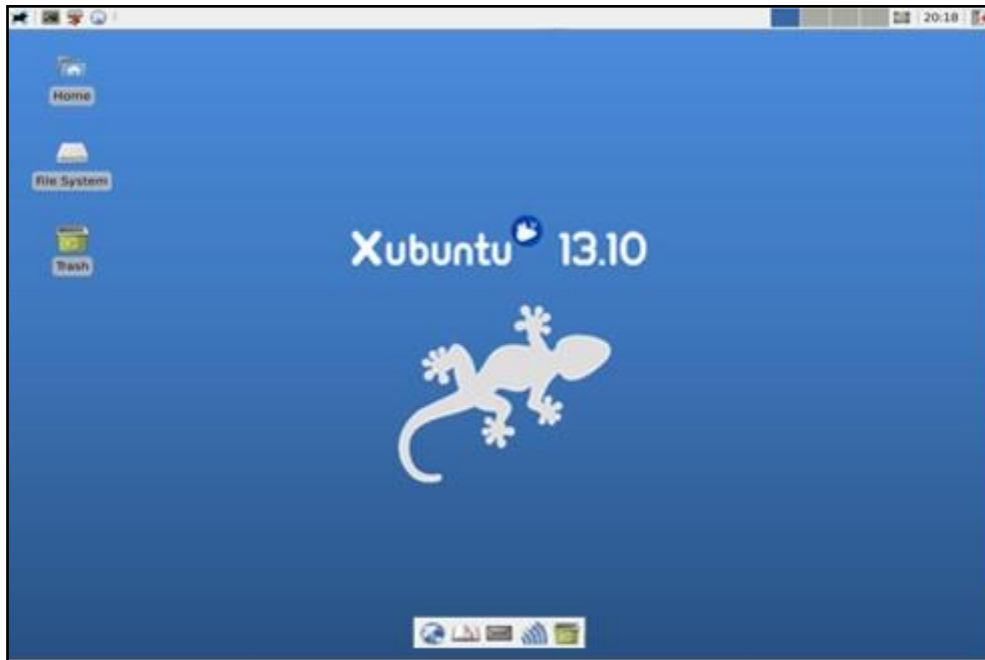


Figura 4.58. Entorno *Xfce* de escritorio corriendo en *Xubuntu 13.10 Saucy Salamander*.

4.4.2. Rocódromo modulado para donde ejecutar la tarea de los escaladores.

Para la presente Tesis se construyó también un rocódromo modulado para representar situaciones reales de escalada en bloque dentro del laboratorio de Control y Aprendizaje Motor de la Facultad de Ciencias del Deporte de la UNEX (figura 4.59). El sistema es modulado, pudiendo adoptar diferentes posiciones e inclinaciones, lo que permite recrear distintos planos y así posibilitar la ejecución de diferentes rutas por las que escalar. En el montaje del rocódromo participaron diferentes técnicos de la FEXME (Federación Extremeña de Montaña y Escalada).



Figura 4.59. Rocódromo creado e instalado en el Laboratorio de Aprendizaje y Control Motor.

Para la construcción del rocódromo se hizo un estudio estructural del laboratorio y se elaboró un proyecto de diseño y construcción del mismo. Se consultó al Director de Infraestructuras de la UNEX que aprobó el proyecto y se comenzó la fase de construcción, que duró alrededor de un mes (figura 4.60).



Figura 4.60. Técnicos y autor trabajando en las diferentes fases de construcción del rocódromo.

Para la recreación de las diferentes rutas de escalada se contaba con más de 100 presas de resina marca Top30 de diferentes tamaños, lo que permitía la creación de infinidad de rutas de diferentes dificultades (figura 4.61).



Figura 4.61. Ejemplos de presas de resina utilizadas en el rocódromo de investigación.

4.5.3. Material empleado para la medición de variables antropométricas y de rendimiento.

Para la medición de los parámetros de peso, IMC y porcentaje graso se utilizó una báscula con bio-impedancia TANITA BC-418 y para los parámetros de altura y *ape index* (i.e., medida de la proporción de la longitud del brazo de un individuo en relación con su altura) se utilizó una cinta métrica (figura 4.62).



Figura 4.62. Detalle de la báscula (izq.) y cinta métrica (dra.) empleadas en la investigación.

Para la medición de la variable de fuerza específica de dedos se utilizó un dinamómetro de presión manual SMEDLEY III analógico (figura 4.63). Éste es un dinamómetro estándar analógico utilizado comúnmente tanto en investigación como en procesos médicos. También, se ha utilizado de de forma específica en escalada (Morenas, Luis, Leyton, Gómez-Valadés, y Gómez, 2013).



Figura 4.63. Detalle de dinamómetro de presión manual utilizado en la medición.

Para la medición de la fuerza específica de dedos, se creó un sistema basado en los estudios de Ostrowski, Espana-Romero, Jensen, Sanchez, Szekely, y Watts (2011) y de Morenas et al. (2013), acoplando el dinamómetro manual a una base de madera. El escalador colocaba el antebrazo sobre la base y los dedos sobre el dinamómetro en forma de agarre de arqueado. Se inmovilizó el brazo mediante unas correas para evitar que el escalador utilizara otra musculatura (figura 4.64).



Figura 4.64. Sistema para la medición de la fuerza de dedos específica en escaladores.

Se utilizó también una cámara de gran angular Fantec BeastVision HD (figura 4.56) para registrar audiovisualmente los protocolos de medición, y así poder extraer información relativa al éxito de la ejecución (e.g., ¿ha conseguido llegar al final de la vía de escalada?, ¿en cuánto tiempo lo ha conseguido?, ¿qué secuencia de ejecución ha seguido con manos y pies?, ¿qué ha verbalizado sobre la vía de escalada percibida?).



Figura 4.65. Detalle de la cámara Fantec BeastVision HD.

4.5.4. Situación de investigación para la simulación en laboratorio de la situación de competición de bloque.

Para recrear la situación de competición de bloque se utilizan los criterios del reglamento de la F.E.D.M.E. (Federación Española de Deportes de Montaña y Escalada) que además son comunes a los de competiciones internacionales. En cuanto a las características del rocódromo, se establecen las siguientes:

- Todas las competiciones autorizadas por la Federación Española de Deportes de Montaña y Escalada (FEDME) se desarrollarán con un diseño determinado, las zonas de escalada o bloques tendrán una altura máxima que no permita una caída superior a 3 metros considerando la parte más baja del cuerpo.
- Los problemas tendrán un máximo de 12 presas de mano, y la media de todos los problemas estará entre 4 y 8 presas de mano ya que en escalada tradicionalmente se toman como relevantes los pasos de mano.
- Los bordes laterales de la estructura y el de la cima no se usarán para escalar.
- Los límites derecho e izquierdo de cada ruta estarán claramente delimitados con una marca continua.

- Las presas de salida para el comienzo del intento de una vía deberán marcarse claramente o ser de un color diferente al resto.

En cuanto al procedimiento de la escalada los criterios son los siguientes:

- El período de observación para cada bloque estará incluido en el periodo de escalada. Este tiempo es de 4 minutos. Cada zona incluirá un área marcada claramente desde donde el competidor pueda ver la ruta. El competidor podrá tocar con la mano sólo las presas de salida de manos y pies.
- Al entrar en cada zona al competidor le será requerido que se sitúe en la línea oficial de salida, en este momento el escalador puede iniciar su ataque a la vía o continuar su observación.
- Cada bloque tendrá asignada una posición inicial consistente en dos presas de manos o dos presas de pies o dos presas de manos y dos presas de pies. Esta posición inicial estará claramente marcada.
- Las presas de comienzo y final deberán ser de un color diferente al del resto de presas, si es posible.
- Un intento a un bloque se dará por comenzado cuando estando en la posición inicial, se haya elevado el cuerpo del suelo.
- El competidor puede preguntar al árbitro en cualquier momento cuánto tiempo le queda. Finalizará el tiempo determinado para cada bloque cuando el aparato sonoro se active en el área de escalada.
- El competidor puede retroceder en cualquier punto de la vía, manteniendo su intento siempre que no descienda al suelo.
- Un intento se considera acabado con éxito cuando se coge la presa final (claramente marcada) con ambas manos y el árbitro lo considera bueno mediante la voz “VALE”.
- Un intento se considerará fallido en caso de:
 - Caída.
 - Tocar el suelo.

- Exceder los límites de la ruta.
 - No comenzar en la posición correcta de inicio de manos y pies.
 - Agotar el tiempo sin haber completado el bloque.
- Un competidor puede intentar un problema tantas veces como quiera dentro del tiempo permitido.

Una vez conocidos los criterios utilizados en competición, se diseñó la vía de escalada para que fuera lo más cercana posible a una real de competición. En concreto, se selecciona una vía de dificultad media-baja (6b+) a fin de que la destreza técnica o el nivel de fuerza de los escaladores no fueran condicionante en el rendimiento deportivo. Por el contrario, se añadieron varias alternativas con presas muy pequeñas o de agarre precario (i.e., presas trampa) que ofrecían un camino más corto pero mucho más complicado. Además, se buscó una vía donde fuera necesario pasos de manos obligados (i.e., las presas se deben coger en una secuencia de manos correcta para poder realizar el paso). El resultado fue una vía poco exigente a nivel físico, pero sí exigente a nivel estratégico, donde la percepción de la vía fuese discriminante en la decisión de que ruta era la más idónea para completar con éxito la vía (figura 4.66).



Figura 4.66. Bloque utilizado en la medición, en verde la ruta más sencilla y original, en rojo las presas trampa añadidas que podían inducir a error.

4.6. VARIABLES DE ESTUDIO.

4.6.1. Variables dependientes.

Las variables dependientes (VD) son aquellos aspectos del comportamiento de los sujetos experimentales en los que se espera encontrar los efectos producidos por los distintos niveles de las variables independientes (VI) (Pereda, 1987). En la presente investigación, se distinguen tres grupos de VD. Aquellas variables relacionadas con el comportamiento visual y motor, y aquellas relacionadas con el estado atencional del escalador (figura 4.67).

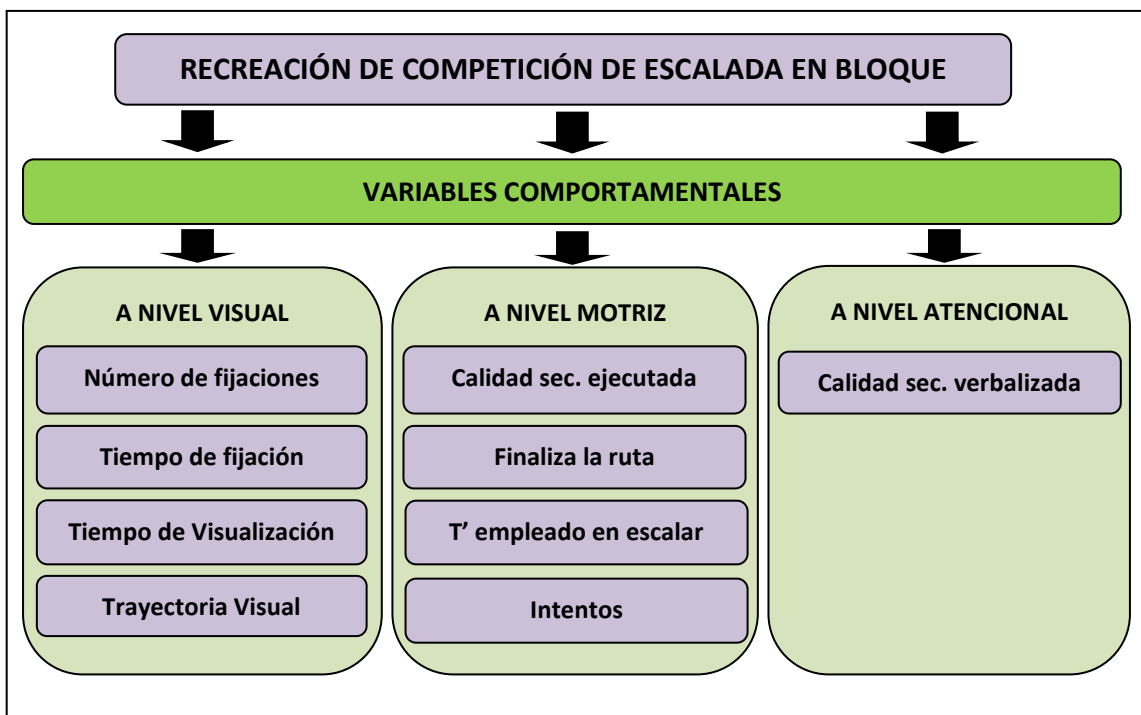


Figura 4.67. Variables dependientes presentes en la situación de investigación.

1. Variables comportamentales a nivel visual.

Se analizará la motilidad ocular extrínseca (Moreno et al., 2001). En concreto, esta habilidad visual, en la presente Tesis Doctoral, se operativiza en el concepto de fijación visual (Williams et al., 1999). El análisis de las estrategias de búsqueda visual (Ripoll, 1988) entre grupos de escaladores constituye el principal análisis a nivel visual. Por tanto, las variables perceptivas de análisis serán el número y tiempo de fijaciones en las 21 presas del rocódromo (total 42 variables) (Figura 4.68):

- Número de fijaciones visuales en cada presa: Número de veces en que el sujeto experimental fija su visión en las diferentes presas durante el tiempo de visualización.
- Tiempo de fijación visual en cada presa: Intervalo temporal en que el sujeto experimental decide centrar su atención visual en cada presa durante el tiempo de visualización.

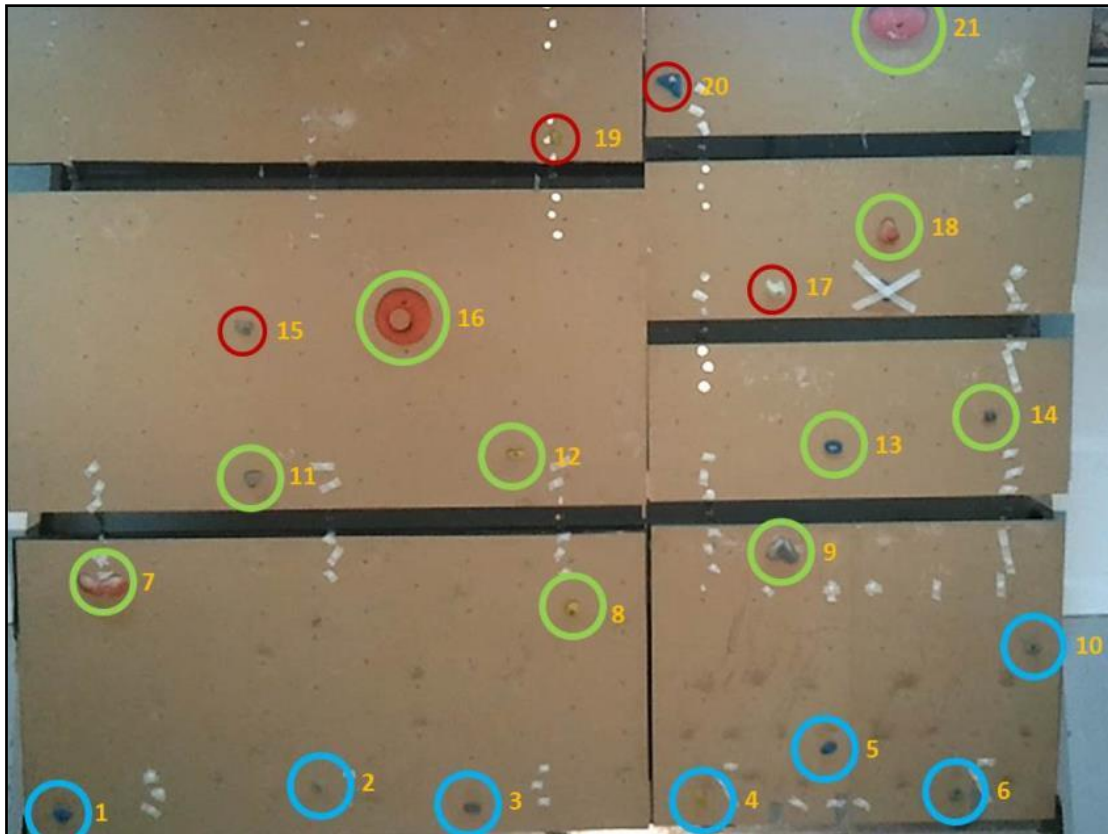


Figura 4.68. Mapa de localizaciones en el rocódromo. En verde las presas de mano, en azul las de pie y en rojo las presas “trampa”.

Se calcula el número y tiempo de fijaciones totales de cada escalador en base a la suma del número y tiempo de fijación visual en cada una de las 21 presas del rocódromo. Además, se analiza el Tiempo de visualización total o tiempo que el escalador emplea observando las presas antes de empezar a escalar y la Trayectoria visual o secuencia perceptiva que emplea el deportista para visualizar las presas del rocódromo en un orden determinado. Por último, se calcula la Calidad de las fijaciones visuales realizadas. Dicha variable se compara respecto a las presas en los que los escaladores deben de apoyarse con agarre de manos, según juicio de 3 técnicos de la FEXME 3 (figura 4.69). La calidad de la estrategia perceptiva realizada se analiza en %,

de modo que si coinciden todas las fijaciones con la presa determinada, el escalador consigue un 100% de calidad de fijación, y si no fija en las presas correctas en ninguna ocasión obtiene un 0%. Específicamente, el escalador para conseguir el 100% tenía que realizar 10 fijaciones en 10 presas determinadas, con una secuencia de 13 agarres de manos (i.e., que había apoyos en presas que se debían de realizar con ambas manos y otras con una sola mano).

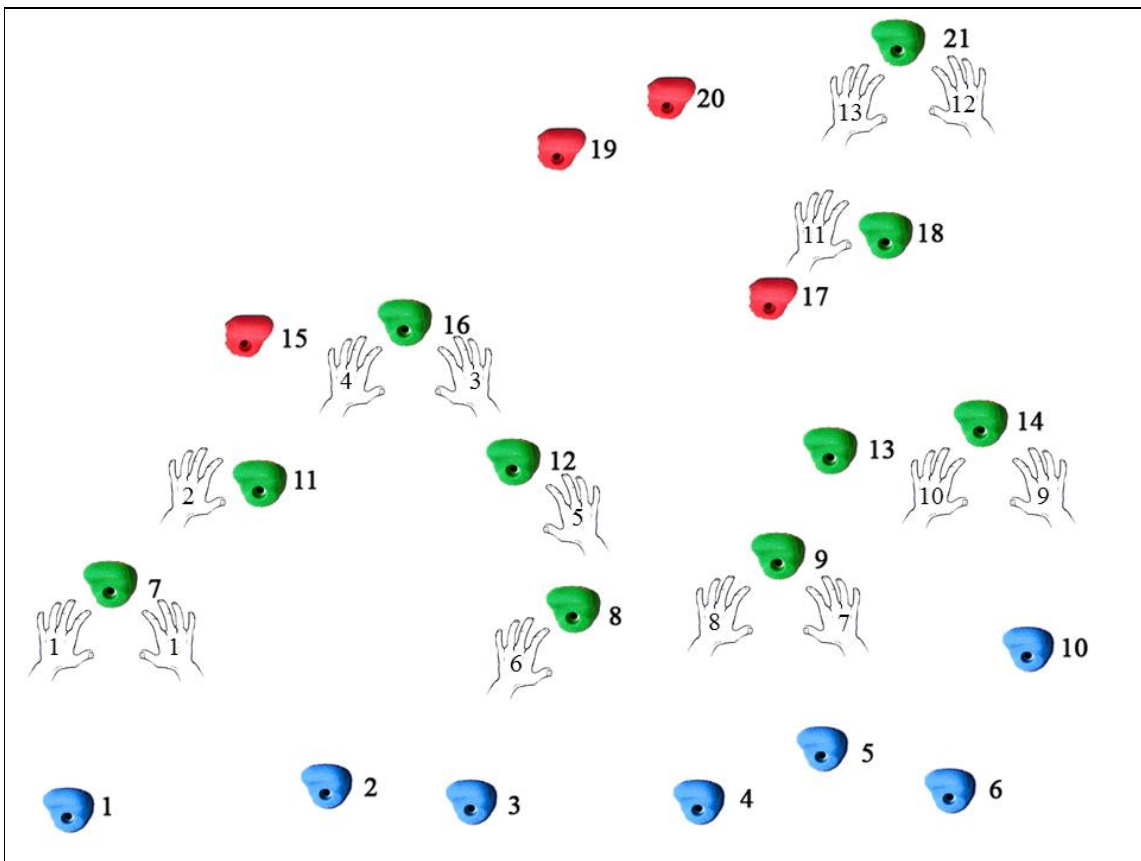


Figura 4.69. Secuencia de manos ideal a la hora de realizar la escalada de la ruta.

2. Variables comportamentales a nivel motriz.

Ante la situación experimental de competición de escalada en bloque, el sujeto experimental se encuentra ante una situación en la que tiene que elegir una estrategia para realizar la vía con éxito, teniendo gran importancia la percepción de la vía así como los diferentes movimientos que realiza con apoyos de manos y pies. Las variables de análisis a nivel motor son:

- Calidad de la secuencia ejecutada: El escalador realiza la ruta que cree más eficaz para alcanzar el final de la vía de escalada en el menor tiempo posible

y al primer intento. Se compara su ejecución (i.e., los apoyos que realiza con manos) con la ruta ideal determinada a juicio de expertos. La calidad de la secuencia ejecutada se analiza también en %, de modo que si coinciden todos los apoyos de manos y pies en la presa adecuada, el escalador consigue un 100% de calidad de ejecución, y si no apoya en las presas determinadas en ninguna ocasión obtiene un 0%. De forma concreta, el escalador para conseguir el 100% tenía que realizar 10 apoyos con las manos, en una secuencia de 13 agarres en las presas correctas (i.e., que había apoyos que se debían de realizar

- Finaliza la ruta: Se refiere si el escalador tiene éxito en la ruta (i.e., si consigue llegar al final de la ruta ideal establecida por los técnicos de la FEXME).
- Tiempo empleado en escalar la ruta: Tiempo empleado desde que el escalador levantaba los dos pies del suelo hasta que cogía con las dos manos la última presa de la ruta ideal.
- Intentos: Número de intentos que el escalador empleaba hasta que encadenar la ruta ideal (i.e., finaliza alcanzando el final o última presa del recorrido establecido).

3. Variables comportamentales a nivel atencional.

- Calidad de la secuencia verbalizada: Tras percibir la ruta de escalada, se le pedía al escalador que verbalizara la ruta que tenía planificada hacer. Se compara la verbalización (i.e., los apoyos que realiza con manos y pies) con la ruta ideal determinada a juicio de 3 técnicos expertos de la FEXME. La calidad de la secuencia verbalizada se analiza de forma similar a la ejecutada ya que si coinciden todas las verbalizaciones con la presa adecuada, el escalador consigue un 100%, y si no coincide ninguna verbalización con la presa obtiene un 0%.

Por tanto, el total de VD son 51, 46 las relativas al comportamiento visual y 5 al comportamiento motor.

4.6.2. Variables independientes.

Las variables independientes (VI) son aquellos factores que el investigador manipula para comprobar los efectos que producen sobre algún aspecto del comportamiento (Pereda, 1987). La VI del estudio fue el *Nivel deportivo en escalada* (Nivel 1: *avanzado*, Nivel 2: *intermedio*). Concretamente se determinó el nivel a partir del máximo grado de escalada a vista que tenían los participantes en el momento de comenzar la investigación. En esta modalidad de escalada el escalador no tiene información previa de la ruta, sólo puede obtener información vía visual antes de escalar la ruta. El grupo *avanzado* tenía un nivel vista entre 7B⁺ y 8B, mientras que el grupo intermedio tenía un nivel máximo de 7B.

4.6.3. Variables contaminantes.

Las variables contaminantes (VC) son aquellas variables que hay que mantener constantes o controladas a fin de que no influyan diferencialmente en los resultados. Para la presente investigación, posibles VC que podrían condicionar la relación entre las VI-VD serían:

- Variables antropométricas: Altura, peso, envergadura (Alvero-Cruz, Arnabat, Carceles, Rosety-Rodriguez, y Muñoz, 2011; Grant, Hynes, Whittaker, y Aitchison, 1996; Watts, Joubert, Lish, Mast, y Wilkins, 2003) o el *ape index* (Grant et al., 1996; Lavoie y Montpetit, 1986; Mallari-Cuerdo y Pagaduan, 2013; Mermier, Janot, Parker, y Swan, 2000; Watts et al., 2003). Para controlar el efecto de esta variable, los participantes finalmente seleccionados, aparte de mostrar un nivel y experiencia deportiva determinada, debían de tener una estatura y envergadura en torno a los 170 cm, de modo que la media de altura, envergadura, y *ape index* no presentaba diferencias significativas entre grupos al comienzo de la investigación.
- Fuerza máxima específica de dedos: Esta variable expresa la capacidad que tiene el escalador de genera fuerza en sus dedos para mantenerse colgado de agarres pequeños. Se ha revelado como la más importante en el rendimiento de la escalada deportiva (Balas et al., 2012; Mermier et al., 2000; Vigouroux et al., 2006; Watts, 2004; López y Badillo, 2012). Para bloquear el efecto de esta

variable de fuerza de dedos, y a diferencia de las variables antropométricas, se optó por la selección de una ruta de escalada donde el aspecto físico relacionado con la fuerza no fuera determinante para el rendimiento deportivo en la tarea de escalada a realizar. Por ese motivo, la dificultad de la vía del rocódromo fue inferior al nivel máximo del grupo *intermedio*.

4.7. DISEÑO.

Atendiendo a la clasificación de diseños experimentales según Pereda (1987), se trata de: i) un diseño de tipo *cuasi-experimental* según su validez interna ya que la muestra no se elige de forma aleatoria ni existe un tratamiento experimental, ii) de tipo *univariado-multivariado* según su número de VD y VI, iii) *inter-grupos* según la situación experimental ya que comparan dos grupos de escaladores de nivel distinto en las VD, y iv) de *bloque* ya que se controla el efecto de alguna variable (i.e., características antropométricas de la muestra y el grado de dificultad del rocódromo) a fin de no contaminar su efecto en la relación de VD con VI.

4.7.1. Procedimiento.

Se mantiene una reunión inicial con los participantes en dos sesiones diferentes, donde se les explica los objetivos de la investigación así como las fechas de medición. El investigador, en el día y horas acordadas con cada grupo, les invita a entrar en el entorno de investigación, y les proporciona el protocolo de información inicial por escrito. Posteriormente, se les pregunta si tienen claro la tarea que tienen que realizar y si tiene alguna duda al respecto. Finalmente, se les hace entrega de un documento de consentimiento informado (Anexo I), que deberán leer y rellenar, además del cuestionario sobre su actividad deportiva en escalada (Anexo III).

Tras un calentamiento general, se concentra al grupo en una zona de aislamiento, donde no podrán ver al sujeto que esté en la fase de medición. En esta zona de aislamiento se les realiza las mediciones antropométricas y de rendimiento (figura 4.70a), y al finalizarlas, uno a uno se les va llamando a la sala experimental para realizar el protocolo.

Esta sala se encuentra parcialmente a oscuras, de tal manera que el sujeto no puede ver el rocódromo ni la ruta que está establecida, impidiendo así que extraiga información ventajosa que contamine el estudio. El sujeto es acompañado y dirigido a la única zona iluminada de la sala, que es la zona de calibrado. Se le colocan las gafas de *eye tracking* y se le ajustan de manera que esté cómodo (figura 4.70b). Se pide que se coloque en un taburete con un reposa-barbilla que se le ajustará a su altura para que quede mirando al frente, donde hay una pared de proyección. Se asegura que la cámara

frontal recoge la totalidad de la pantalla de proyección, donde se presentarán los estímulos para la calibración. Además, el sujeto debe tener la cabeza recta y no modificar la posición de la cabeza durante todo el calibrado.

Se le recuerda el protocolo de calibrado una vez más (figura 4.70c), y una vez está listo, se comienza a proyectar los 9 puntos de calibrado, y se dando instrucciones al participante de que siga el marcador por toda la pantalla de proyección sólo con la mirada, no con la cabeza (figura 4.70d). Cuando tenemos suficientes datos para el calibrado se solicita al sujeto que se levante y se coloque de espaldas al rocódromo en una zona delimitada con cinta adhesiva de 1x1m y a 4 m de éste.

Una vez allí se encienden las luces de la sala, y mientras el sujeto acomoda la vista se recuerda la tarea a realizar (figura 4.70e), así como que la ruta comienza en una presa roja marcada en la parte inferior izquierda y termina en otra roja en la parte superior derecha. El sujeto, colocado de espaldas al rocódromo espera una señal para darse la vuelta. A partir de esta señal, el sujeto se gira para observar la ruta. A partir de esa señal el sujeto dispone de 30 segundos máximos para percibir la ruta desde la zona delimitada (figura 4.70f). Cuando esté listo y tenga clara la ruta a seguir avisará al equipo investigador. A continuación, se le solicita que verbalice la ruta que él cree va a seguir durante la ejecución (figura 4.70g).

Tras la verbalización, se le invita a empezar el recorrido de la ruta. El tiempo empieza a contar desde que levanta los dos pies del suelo y termina cuando toca con las dos manos última presa (figura 4.70h). La cámara de gran angular está colocada de tal forma que recoge el video y audio del escalador, tanto mientras realiza la vía como mientras la percibe y verbaliza en la zona delimitada.

Al acabar la ruta, se pide al sujeto que se siente para retirar las gafas y se le agradece su participación. En este momento damos paso a otro sujeto para comenzar de nuevo con el protocolo.

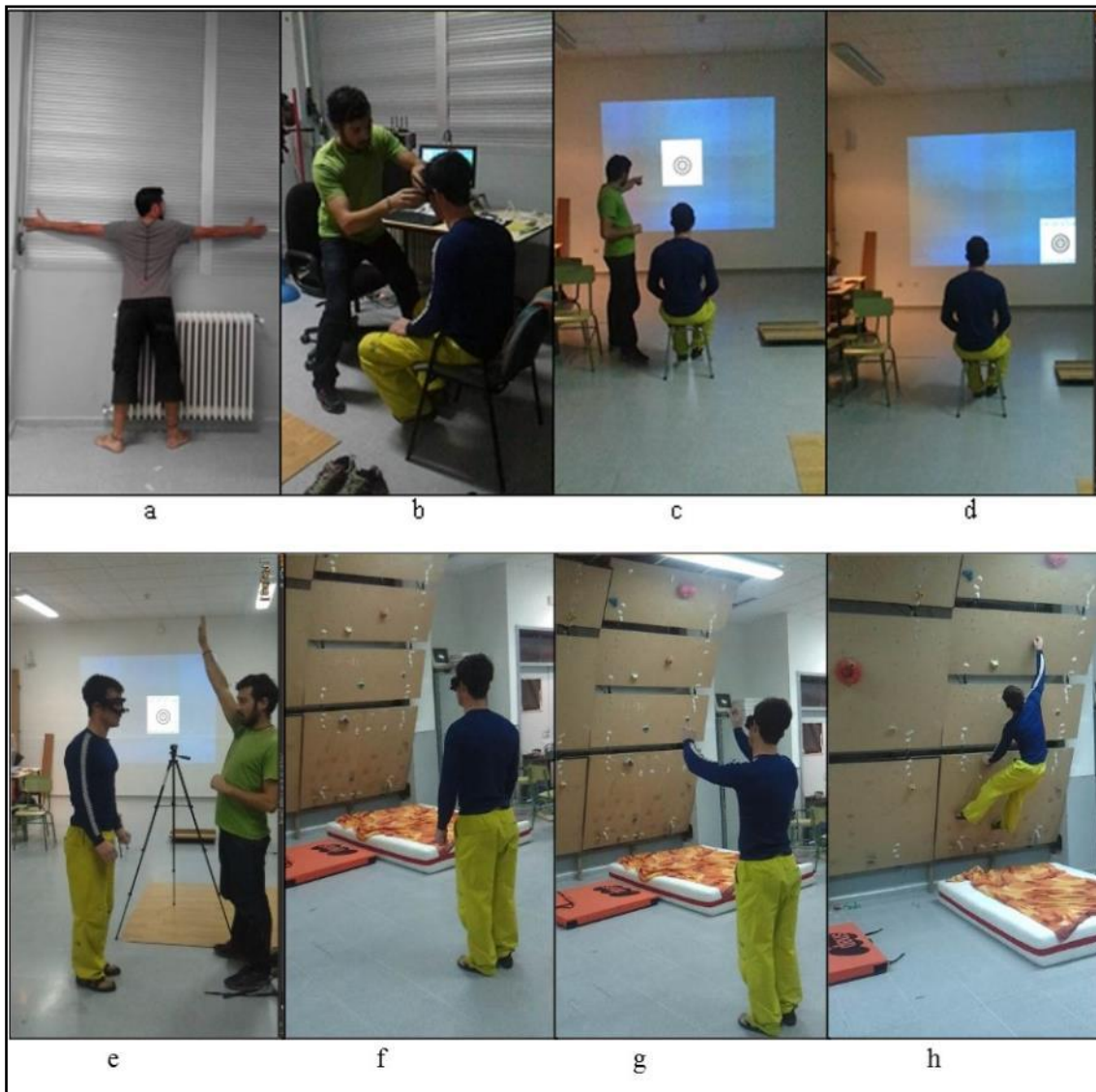


Figura 4.70. Diferentes fases incluidas en el procedimiento de medición: Medición antropométrica (a). Colocación de gafas (b). Instrucciones sobre el proceso de calibrado (c). Proceso de calibrado (d). Sujeto colocado de espaldas al rocódromo recibiendo instrucciones (e). Fase de observación (f). Fase de verbalización (g). Fase de ejecución (h).

4.7.2. Acciones posteriores a la toma de datos.

4.7.2.1. Análisis del comportamiento visual de los sujetos experimentales.

La grabación de las secuencias de vídeo que integran el comportamiento visual y la escena deportiva visualizada permitió el análisis de las estrategias visual empleadas por los escaladores, y en concreto el registro de las distintas fijaciones a las diferentes presas.

Para agilizar este trabajo, se creó un algoritmo que detectaba las fijaciones y su localización espacial, lo que ahorra mucho trabajo a la hora de analizar las secuencias de video. El algoritmo debía discriminar cuando la mirada permanece estable en un rango de píxeles definido por un tiempo determinado. Para ello se programó un sencillo software en Python, llamado “*extractor de fijaciones*”. Este programa, a partir del archivo de metadatos “*gaze_positions.npy*” generado por el software del dispositivo, extrae las fijaciones que el escalador realiza en una medición (i.e., en el Anexo IV se puede ver el código de este algoritmo). Para ello se establecen los parámetros de “*tiempo mínimo de fijación*” y de “*radio de la fijación*”, es decir, se indica al programa que extraiga los datos de las posiciones de la pupila en el video de la escena en el que durante un mínimo tiempo t esa posición se mantenga dentro de un radio de x píxeles. Estos parámetros son totalmente configurables, pudiendo variar el tiempo mínimo de fijación (en intervalos de 0,01 segundos), para distinguir, por ejemplo, fijaciones de distinta duración. El área de fijación o ángulo visual de fovea también es configurable (en saltos de 1 píxel), pudiendo adaptar así a la distancia de medición o al tamaño del objeto objetivo (figura 4.71). Para la presente tesis se estableció un rango de 5 píxeles, ya que 5 píxeles en la imagen registrada a la distancia utilizada (4 metros) corresponde a 1,5° de arco visual (Savelsbergh y Ward, 2002; Piras y Vickers, 2001). Como tiempo mínimo de fijación establecimos un tiempo mínimo de 200ms.

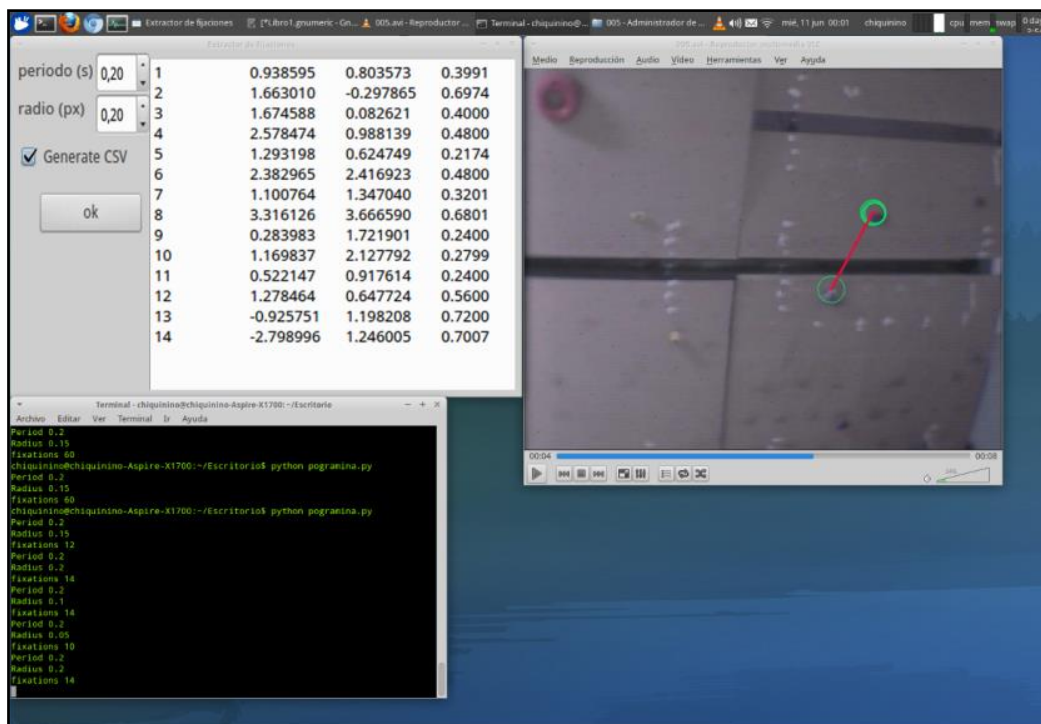


Figura 4.71. Programa “Extractor de fijaciones” en funcionamiento.

Se creó para tal efecto una hoja Excel 2010 que recogía en diferentes columnas toda la información relativa a las fijaciones visuales que cada escalador realizaba. Esta información, según muestra la figura 4.72, contiene los datos de:

- Localización de la fijación visual.
- Número de fotogramas de cada fijación visual.
- Duración de la fijación visual.


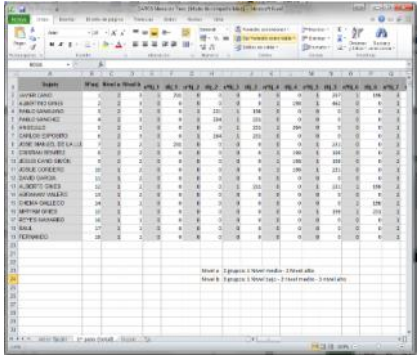

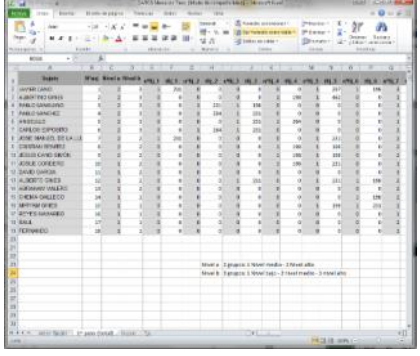

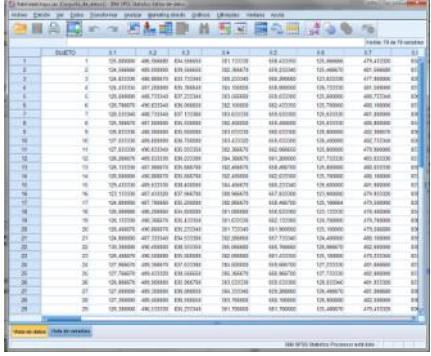
Nºsuje	Nivel	Localización	Nº fotogramas	Duración	Sujeto	Nombre del sujeto
29	2	7	15	495	Nºsuje	Número asignado
30	2	11	20	660	Nivel	grupo 1 (Iniciación)- Grupo 2 (Experto)
31	2	16	12	396	Localización	Localización de la fijación en la presa
32	2	15	9	297	Nº fotogramas	numero de fotogramas consecutivos de fijación
33	2	16	25	825	Duración	duración total de la fijación
34	2	15	10	330		
35	2	16	12	396		
36	2	12	10	330		
37	2	8	6	198		
38	2	16	10	330		
39	2	19	16	528		
40	2	20	12	396		
41	2	19	18	594		
42	2	16	16	528		
43	2	12	6	198		
44	2	8	10	330		
45	2	9	13	429		
46	2	4	6	198		
47	2	5	14	462		
48	2	9	7	231		
49	2	13	7	231		
50	2	14	12	396		
51	2	10	12	396		
52	2	14	16	528		
53	2	10	7	231		
54	2	14	18	594		
55	2	18	19	627		
56	2	17	7	231		
57	2	18	14	462		
58	2	21	22	726		
59	2					
60			Tº total	Tº Fijaciones		
61			15,89	12573		
62						
63	Nºsuje	Nivel	Localización	Nº fotogramas	Duración	

Figura 4.72. Ejemplo de plantilla de entrada de datos del comportamiento visual de un sujeto experimental en archivo Office Excel 2010.

4.7.2.2. Preparación de datos en el análisis del comportamiento visual, respuesta motora, verbalización y variables antropométricas y de rendimiento de los sujetos experimentales.

Una vez se tenía realizado el registro de las diferentes variables por diferentes medios (Plantillas Excel, formularios, etc.) y los datos registrados automáticamente por el dispositivo se procedió a integrar todas estas variables en un solo Excel, para colocarlas de forma ordenada e inteligible. Tras esto, los datos fueron exportados a una hoja de SPSS.

Tabla 4.2. Proceso de preparación de datos respecto a las variables dependientes del estudio.

FASE	TAREA	REPRESENTACIÓN GRÁFICA
<p>Paso 1</p>  <p>Microsoft Office 2010</p>	<p>Introducción de los datos del comportamiento visual:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Cada fila de datos recoge las fijaciones visuales procedentes de la filmación del comportamiento visual de cada sujeto. - Las columnas recogen los datos de las fijaciones realizadas, así como el tiempo inicial y final de la fijación, fotograma de inicio y final de la fijación y la localización de dicha fijación. - Una macro de Excel permite, de forma automática, cumplimentar las casillas vacías de cada columna, de arriba hacia abajo, con el último valor existente. <p>Preparación de los datos del comportamiento visual:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Conversión de datos del número de fotogramas y tiempo dedicado en cada fijación visual del sistema sexagesimal al sistema decimal. 	
<p>Paso 2</p>  <p>Microsoft Office 2010</p>	<p>Creación de una tabla resumen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Generación de un archivo de Excel con todas las variables con las que vamos a trabajar. 	
<p>Paso 3</p>  <p>IBM SPSS</p> <p>21</p>	<p>Exportación de datos de Excel a SPSS:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Generación de un archivo final SPSS que contiene todos los datos por cada sujeto de su número y tiempo de fijaciones visuales según ensayo y localización. 	



01
02
03
04

05 CAPÍTULO

06 **RESULTADOS**
07
08
09
10

5.1. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

En primer lugar se solicitan las pruebas de Kolmogorov-Smirnov (en fase A: de validez y fiabilidad de instrumento y fase B: de aplicación práctica a la escalada) para conocer la distribución normal de los datos correspondientes a las variables cuantitativas objeto de estudio en los grupos que se comparan y el estadístico de Levene (fase B) para conocer la homogeneidad de varianzas en las poblaciones de las que proceden los grupos. Se solicitan los estadísticos descriptivos de los diferentes análisis para ambas fases del estudio.

Para conocer si los valores correspondientes a la distancia de separación entre la posición local del punto (i.e., la fijación que registra el instrumento de medida) y el centro del marcador presentan normalidad en la fase A se utilizan: i) la media de valores (30 datos por sujeto) de cada participante ($n=30$) ($30 \text{ sujetos} \times 30 \text{ datos}$), ii) la media de 5 participantes en 4 condiciones de iluminación ($5 \text{ sujetos} \times 30 \text{ datos por sujeto} \times 4 \text{ condiciones iluminación}$) y iii) la media de 5 participantes en 2 momentos distintos de aplicación del test ($5 \text{ sujetos} \times 30 \text{ datos por sujeto} \times 2 \text{ momentos}$) en cada uno de los 13 puntos. Se utiliza el gráfico de probabilidad normal (i.e., gráfico Q-Q normal) como técnica gráfica de contraste de la normalidad.

Los resultados de la prueba K-S confirman que 9 de las 13 distancias de separación entre el punto local y el marcador presentan normalidad (prueba con 30 participantes). En la prueba de iluminación, 49 de las 52 distancias ($13 \text{ puntos} \times 4 \text{ condiciones}$) consiguen normalidad mientras que en la prueba de aplicación temporal del test, 25 de 26 distancias ($13 \text{ puntos} \times 2 \text{ tests}$) obtienen normalidad. Con estos resultados, se decide aplicar una estadística paramétrica ya que el número de casos (datos) es alto, la muestra de participantes fue obtenida de manera aleatoria, y la mayoría de las variables alcanzan normalidad en la distribución de sus valores.

Se solicita un análisis de fiabilidad, en la fase A, para conocer la proporción de variabilidad total (i.e., estimar el error de medida) en el instrumento de medida en las pruebas de consistencia entre participantes, condiciones de iluminación y momentos de aplicación del test de registro ocular. Específicamente, el análisis de fiabilidad en la prueba de consistencia entre participantes se realiza a través de su desviación típica (i.e., ICC; α de Cronbach). Para determinar la fiabilidad entre condiciones de iluminación y

momentos de aplicación del test de registro se utiliza una prueba ANOVA de medidas repetidas para comprobar si existen diferencias en las medias entre mediciones.

Respecto a la validación del instrumento de medida se calcula la distancia media de separación entre el punto local (registrado con el *eye tracker*) y cada uno de los 13 marcadores empleados en la muestra de 30 participantes, 4 condiciones de iluminación, y 2 momentos temporales de aplicación del test de registro. Dichas distancias de separación, analizadas en píxeles serán transformadas en grados (también en cm) a fin de verificar si su grado o magnitud de error en grados del arco visual es inferior al estándar de 1°-1,5° que ofrecen los sistemas comerciales de registro ocular.

En cambio, para la fase B, la prueba K-S determina que del total de 51 VD, 24 variables (grupo *Nivel intermedio*) y 16 (grupo *Nivel avanzado*) presentan una distribución normalizada de datos. Para el estadístico de Leven, las variables que alcanzan normalidad son 35. Estos resultados junto con el reducido número de sujetos por grupos, el registro transversal (i.e., una única medición de los escaladores), una selección no aleatoria (y si atendiendo a criterios de destreza deportiva), se decide realizar una estadística no paramétrica en la fase B. Específicamente, se ejecuta la prueba U de Mann-Whitney para conocer la diferencia entre los dos grupos de escaladores en las VD de estudio. También, se realiza un análisis correlacional a través del coeficiente estadístico Rho de *Spearman* para conocer la relación que existen entre variables perceptivas y comportamentales.

Se solicita un nivel Alpha de <.05 para todos los análisis realizados con el paquete estadístico *SPSS 21.0* (© 2012 SPSS Inc.). Se utiliza el programa *GraphPad Prism 6* para generar los gráficos Bland-Altman y calcular automáticamente los LoA y la diferencia o error de medida entre mediciones en cada una de las 3 pruebas de fiabilidad. Para la visualización de los gráficos del número, tiempo y localización de las fijaciones por grupos de escaladores se utiliza el programa *Grafos 1.3.5*.

5.2. RESULTADOS.

El cumplimiento de los supuestos de validez y fiabilidad del instrumento de medida (fase A) tiene una gran importancia en la presente Tesis Doctoral. Conseguir un instrumento de registro ocular válido y fiable constituye la principal aportación de la investigación a nivel técnico-científico. Por ese motivo, el análisis se centra en la determinación de dichos supuestos. En esta línea, se ha decidido ilustrar el apartado de resultados con diferentes tablas resumen y figuras que ayuden a sintetizar, interpretar, y visualizar los resultados obtenidos.

También, se incluye un apartado de anexos de resultados donde se amplía información, de nuevo en formato de tablas y figuras, relativa a los análisis realizados. Respecto a la fase B de resultados, se opta también por incluir diversas figuras que faciliten la comprensión de los resultados obtenidos en torno a las estrategias perceptivas y comportamiento motor seguidos por los dos grupos de escaladores.

FASE A: PRUEBAS DE VALIDEZ Y FIABILIDAD DEL SISTEMA DE REGISTRO OCULAR

5.2.1. Pruebas de normalidad.

Como se comentó en el apartado de análisis estadístico, la prueba K-S determina que 9 de las 13 diferencias entre el punto local registrado con el instrumento de medida y el centro del marcador (prueba con 30 participantes), 49 de 52 diferencias (pruebas de iluminación), y 25 de 26 diferencias (pruebas de aplicación temporal del instrumento) presentan una distribución normalizada de valores. Las únicas distancias que no presentan normalidad se encuentran en los marcadores 3, 4, 7 y 11 (prueba 30 participantes; ver Anexo V), en el marcador 10 de la condición de iluminación exterior-alta y en los marcadores 1 y 4 de la condición de iluminación interior-alta (pruebas de iluminación; ver Anexo VI), en el marcador 1 de la condición post-ejecución de la prueba (pruebas de aplicación temporal del instrumento; ver Anexo VII).

La inspección visual de los resultados a través del gráfico Q-Q normal permite comprobar que la distribución empírica de la muestra de datos en esos marcadores y

condiciones se aleja de su distribución normal representada a través de una línea recta (especialmente cerca de su centro).

5.2.2. Prueba de validez.

En primer lugar, se muestra una figura que ilustra la distancia de separación entre el punto local registrado con el instrumento de medida y la posición espacial de cada uno de los 13 marcadores empleados en el sistema de validación de cada uno de los 30 participantes (i.e., un punto en la gráfica significa el valor medio de 30 datos por participante) (Figura 5.1).

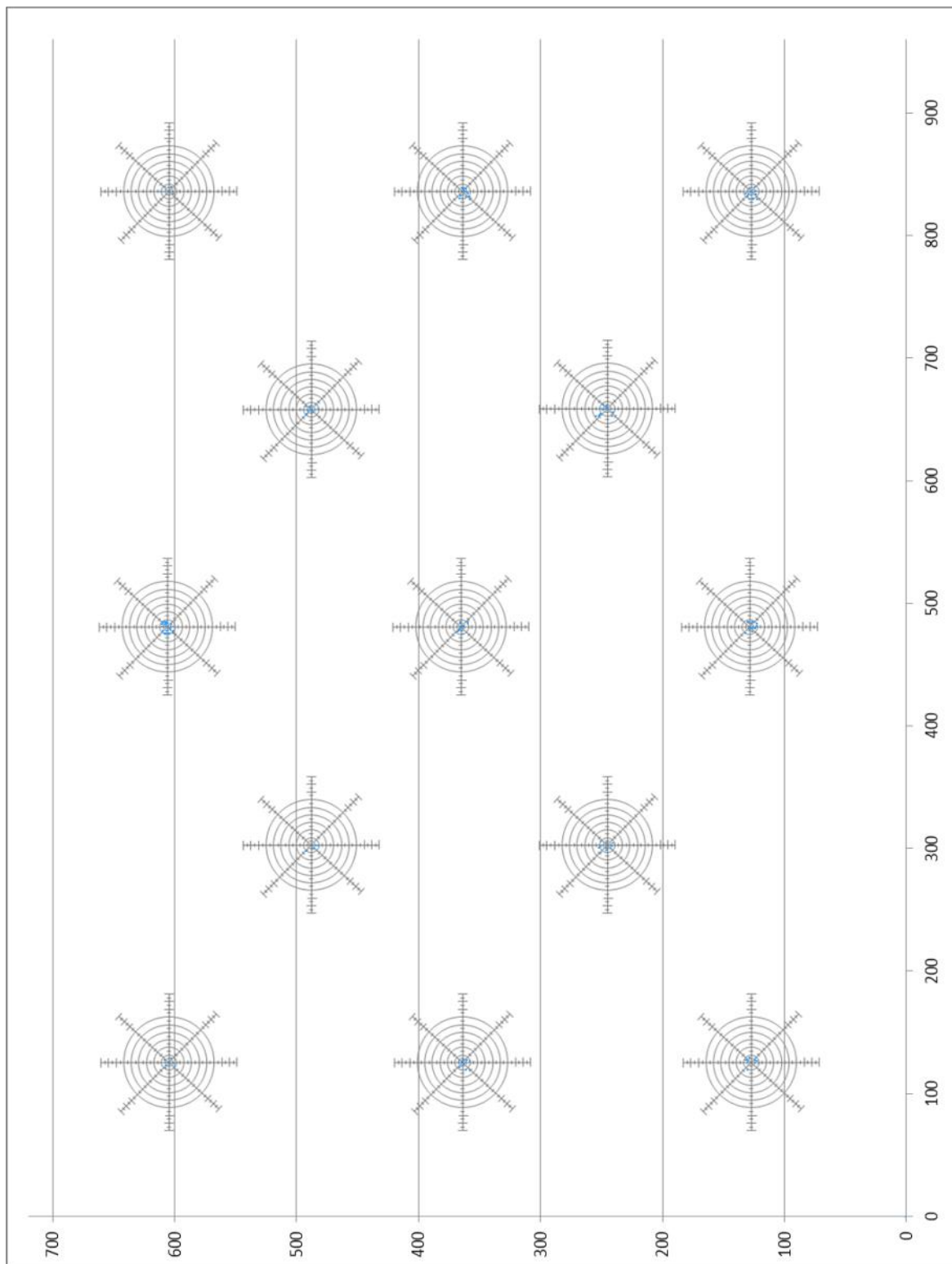


Figura 5.1. Distancia de separación entre la posición de los 13 marcadores en el espacio y los puntos de fijación registrados con el instrumento de medida en la muestra de 30 participantes.

Se incluye en el anexo de resultados una figura por participante (i.e., 30 figuras). Cada figura incluye los 30 puntos de registro por participante en los 13 puntos (Anexo VIII). El objetivo es realizar una primera aproximación a nivel visual acerca de la precisión del instrumento de medida en la muestra de participantes. Esta exploración inicial de los datos sugiere que todos los sujetos, independientemente del marcador, no muestran un error de medida grande ya que los 30 datos por sujeto se concentran dentro de los 2 círculos concéntricos más próximos al centro del marcador.

La Tabla 5.1 muestra la magnitud media de las diferencias (en píxeles, ° del arco visual y cm) del punto de fijación al centro del marcador para los 30 participantes y en cada uno de los 13 puntos. Se observa que el error no es superior en ninguno de los puntos a los 5 píxeles, a los 0,5° de arco visual, o a los 2 cm (salvo en el punto 13). Cuando se realiza la media de error para todos los puntos; la magnitud de esta diferencia se sitúa en los 4,65 píxeles, 0,36° de arco visual, y los 1,90 cm.

Tabla 5.1. Distancia de separación (DS) media en los 30 participantes entre el punto local registrado con el instrumento de medida y el centro del marcador en cada uno de los 13 marcadores (marc.), expresados en diferentes unidades de medida (píxeles, ° arco visual y cm).

	En píxeles M (\pm DT)	En ° arco visual M (\pm DT)	En cm M (\pm DT)
DSmarc1	4,87(1,81)	0,38(0,14)	1,99(0,74)
DSmarc2	4,69(1,73)	0,37(0,13)	1,92(0,71)
DSmarc3	4,53(1,59)	0,35(0,12)	1,86(0,65)
DSmarc4	4,59(1,69)	0,36(0,13)	1,88(0,69)
DSmarc5	4,87(2,12)	0,38(0,16)	1,99(0,86)
DSmarc6	4,47(1,94)	0,35(0,15)	1,83(0,79)
DSmarc7	4,60(2,00)	0,36(0,15)	1,88(0,82)
DSmarc8	4,87(1,84)	0,38(0,14)	1,99(0,75)
DSmarc9	4,44(1,72)	0,35(0,13)	1,82(0,70)
DSmarc10	4,49(1,67)	0,35(0,13)	1,84(0,68)
DSmarc11	4,37(1,95)	0,34(0,15)	1,79(0,80)
DSmarc12	4,60(1,94)	0,36(0,15)	1,88(0,79)
DSmarc13	4,99(1,97)	0,39(0,15)	2,04(0,81)

En el anexo de resultados (Anexo IX) se incluye una tabla por cada unidad de medida (i.e., píxeles, ° arco visual, cm), que recoge la media y desviación típica de las diferencias entre el punto local y el marcador en cada participante y punto. Destacar que: i) ningún participante tiene un error superior a 0,5° de arco visual, ii) que 25 de los 30 participantes tienen un error en píxeles menor a 5 (salvo los sujetos 14, 22, 24, 25, y

26) y iii) que 21 de los 30 participantes tiene de media un error en cm inferior a 2 cm (salvo sujeto 12, 14, 20, 22, 24, 25, 26, 29 y 30).

Respecto a la prueba de iluminación, los estadísticos (Tabla 5.2) muestran la media de las diferencias (en píxeles, ° del arco visual y cm) en los 5 participantes entre el punto y local y el marcador, en las 4 condiciones de iluminación y 13 puntos. Destacar que la magnitud de estas diferencias, independientemente de los puntos y condiciones de iluminación, se sitúa en 4,21 píxeles ($\pm 1,58$), $0,33^\circ$ de arco visual ($\pm 0,12$), y 1,72 cm ($\pm 0,65$).

Específicamente, la media de error en la condición de iluminación exterior-alta (EA) para los 13 puntos en conjunto es 4,18 píxeles ($\pm 1,59$), $0,32^\circ$ de arco visual ($\pm 0,12$) y 1,71 cm ($\pm 0,65$). En la condición exterior-baja (EB) la media de diferencia o error alcanza un valor de 4,19 píxeles ($\pm 1,54$), $0,33^\circ$ de arco visual ($\pm 0,12$) y 1,71 cm ($\pm 1,63$). En la condición interior-alta (IA) la media es de 4,27 píxeles ($\pm 1,59$), $0,33^\circ$ de arco visual ($\pm 0,12$) y 1,75 cm ($\pm 0,65$). Por último, en la condición interior-baja (IB), la media de error son 4,23 píxeles ($\pm 1,60$), $0,33^\circ$ de arco visual ($\pm 0,12$), y 1,73 cm ($\pm 0,65$).

En el anexo de resultados (Anexo X) se incluye una tabla por cada unidad de medida (i.e., píxeles, ° arco visual, cm), que recoge la media y desviación típica de las diferencias entre el punto local y el marcador en cada uno de los participantes, puntos y condiciones de iluminación (EA, EB, IA, IB). Destacar que el rango de error está comprendido entre los 3,52-5,02 píxeles; entre $0,27^\circ$ - $0,40^\circ$ de arco visual; y entre 1,51cm-2,06 cm.

Tabla 5.2. Distancia de separación (DS) entre el punto local registrado con el instrumento de medida y el centro de los 13 marcadores (marc.) en las 4 condiciones de iluminación (exterior-alta: EA, exterior-baja: EB, interior-alta: IA, interior-baja: IB) expresados en diferentes unidades de medida (píxeles, ° arco visual y cm).

	Iluminación exterior-alta (EA)			Iluminación exterior-baja (EA)			Iluminación interior-alta (IA)			Iluminación interior-baja (IB)		
	° visual		Cm	° visual		Cm	° visual		Cm	° visual		Cm
	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)	M(±DT)
DSmarc1	4,16(1,60)	0,32(0,12)	1,70(0,65)	4,15(1,60)	0,32(0,12)	1,70(0,65)	4,19(1,78)	0,33(0,14)	1,71(0,73)	4,37(1,47)	0,34(0,11)	1,79(0,60)
DSmarc2	4,17(1,47)	0,32(0,11)	1,71(0,60)	4,19(1,52)	0,33(0,12)	1,72(0,62)	4,33(1,60)	0,34(0,12)	1,77(0,65)	4,25(1,79)	0,33(0,14)	1,74(0,73)
DSmarc3	4,22(1,59)	0,33(0,12)	1,73(0,65)	4,16(1,50)	0,32(0,11)	1,70(0,61)	4,17(1,55)	0,32(0,12)	1,71(0,63)	4,18(1,61)	0,32(0,12)	1,71(0,66)
DSmarc4	4,29(1,56)	0,33(0,12)	1,76(0,64)	4,28(1,37)	0,33(0,10)	1,75(0,56)	4,46(1,38)	0,35(0,10)	1,83(0,56)	4,13(1,51)	0,32(0,11)	1,69(0,62)
DSmarc5	4,14(1,67)	0,32(0,13)	1,69(0,68)	4,17(1,51)	0,32(0,11)	1,71(0,62)	4,02(1,54)	0,31(0,12)	1,64(0,63)	4,07(1,54)	0,32(0,12)	1,66(0,63)
DSmarc6	4,18(1,54)	0,32(0,12)	1,71(0,63)	4,23(1,50)	0,33(0,11)	1,73(0,61)	4,35(1,61)	0,34(0,12)	1,78(0,66)	4,17(1,55)	0,32(0,12)	1,71(0,63)
DSmarc7	3,99(1,56)	0,31(0,12)	1,63(0,64)	4,00(1,56)	0,31(0,12)	1,74(0,64)	4,16(1,53)	0,32(0,12)	1,70(0,62)	4,22(1,64)	0,33(0,13)	1,73(0,67)
DSmarc8	4,03(1,39)	0,33(0,12)	1,65(0,57)	3,98(1,47)	0,31(0,11)	1,73(0,60)	4,22(1,63)	0,33(0,12)	1,73(0,66)	4,39(1,63)	0,34(0,12)	1,80(0,67)
DSmarc9	4,20(1,51)	0,32(0,12)	1,72(0,62)	4,35(1,61)	0,34(0,12)	1,78(0,66)	4,49(1,57)	0,35(0,12)	1,84(0,64)	4,17(1,42)	0,32(0,11)	1,71(0,58)
DSmarc10	4,11(1,64)	0,32(0,12)	1,68(0,67)	4,18(1,49)	0,33(0,11)	1,71(0,61)	4,28(1,52)	0,33(0,12)	1,75(0,62)	4,16(1,66)	0,32(0,13)	1,70(0,68)
DSmarc11	4,16(1,69)	0,32(0,13)	1,70(0,69)	4,24(1,69)	0,33(0,13)	1,74(0,69)	4,26(1,69)	0,33(0,13)	1,74(0,69)	4,44(1,63)	0,35(0,12)	1,82(0,67)
DSmarc12	4,50(1,67)	0,35(0,13)	1,84(0,68)	4,41(1,53)	0,34(0,12)	1,80(0,62)	4,32(1,63)	0,34(0,12)	1,77(0,66)	4,33(1,63)	0,34(0,12)	1,77(0,67)
DSmarc13	4,15(1,85)	0,32(0,14)	1,70(0,75)	4,10(1,61)	0,32(0,12)	1,68(0,66)	4,22(1,71)	0,33(0,13)	1,73(0,70)	4,11(1,72)	0,32(0,13)	1,68(0,70)

Respecto a la prueba de registro ocular con el instrumento de medida, antes y después de ejecutar una tarea real en rocódromo, los estadísticos (Tabla 5.3) muestran la media de diferencias (en píxeles, ° del arco visual y cm) en los 5 participantes entre el punto y local y el marcador en los 13 puntos, pre- y post- ejecución de la tarea. Destacar que la media de error conjunta pre- y post- ejecución para los 13 puntos se sitúa en los 3,99 píxeles ($\pm 1,53$), $0,31^\circ$ de arco visual ($\pm 0,12$) y 1,63 cm ($\pm 0,63$).

Específicamente, en el test de registro pre-ejecución a la tarea real, la media de diferencia alcanza un valor de 3,99 píxeles ($\pm 1,55$), $0,31^\circ$ de arco visual ($\pm 0,12$) y 1,63 cm ($\pm 0,63$). En el registro post-ejecución, la media de error es de 3,98 píxeles ($\pm 1,52$), $0,31^\circ$ de arco visual ($\pm 0,12$) y 1,63 cm ($\pm 0,62$).

En el anexo de resultados (Anexo XI) se incluye una tabla por cada unidad de medida (i.e., píxeles, ° arco visual, cm), que recoge la media y desviación típica de las diferencias medias entre el punto local y el marcador en cada participante, punto y momentos de registro ocular. Destacar que el rango de error está comprendido entre los 3,13-4,94 píxeles, $0,26^\circ$ - $0,39^\circ$ de arco visual y entre los 1,34-2,03 cm.

Tabla 5.3. Distancia de separación (DS) entre el punto local registrado con el instrumento de medida y el centro de los 13 marcadores (marc.) en los dos test de registro, pre- y post-ejecución de una prueba de escalada real en rocódromo, expresados en diferentes unidades de medida (píxeles, ° arco visual y cm).

	Test pre-ejecución prueba escalada			Test post-ejecución prueba escalada		
	Píxeles M(\pm DT)	° visual M(\pm DT)	Cm M(\pm DT)	Píxeles M(\pm DT)	° visual M(\pm DT)	Cm M(\pm DT)
DSmarc1	3,84(1,61)	0,30(0,12)	1,57(0,66)	3,90(1,53)	0,30(0,12)	1,60(0,62)
DSmarc2	3,97(1,54)	0,31(0,12)	1,62(0,63)	4,03(1,67)	0,31(0,13)	1,65(0,68)
DSmarc3	3,70(1,45)	0,29(0,11)	1,51(0,59)	3,76(1,70)	0,29(0,13)	1,54(0,69)
DSmarc4	4,55(1,57)	0,35(0,12)	1,86(0,64)	4,66(1,43)	0,36(0,11)	1,91(0,59)
DSmarc5	4,27(1,64)	0,33(0,12)	1,75(0,67)	4,23(1,41)	0,33(0,11)	1,73(0,58)
DSmarc6	4,22(1,57)	0,33(0,12)	1,73(0,64)	4,12(1,53)	0,32(0,12)	1,69(0,63)
DSmarc7	3,85(1,53)	0,30(0,12)	1,58(0,62)	3,80(1,46)	0,30(0,11)	1,55(0,60)
DSmarc8	3,64(1,52)	0,28(0,12)	1,49(0,62)	3,72(1,48)	0,29(0,11)	1,52(0,61)
DSmarc9	4,42(1,61)	0,34(0,12)	1,81(0,66)	4,41(1,38)	0,34(0,10)	1,80(0,56)
DSmarc10	3,84(1,64)	0,30(0,12)	1,57(0,67)	3,48(1,61)	0,27(0,12)	1,42(0,66)
DSmarc11	4,00(1,38)	0,31(0,10)	1,64(0,56)	3,92(1,45)	0,30(0,11)	1,60(0,59)
DSmarc12	3,88(1,53)	0,30(0,12)	1,59(0,63)	3,86(1,36)	0,30(0,10)	1,58(0,56)
DSmarc13	3,76(1,57)	0,29(0,12)	1,54(0,64)	3,82(1,70)	0,30(0,13)	1,56(0,69)

5.2.3. Pruebas de fiabilidad.

5.2.3.1. Consistencia entre participantes

El estadístico de fiabilidad α de Cronbach muestra que la ICC alcanza una medida promedio de 0,78 (límite inferior de 0,65 y límite superior de 0,88) en la muestra de 30 participantes y 13 puntos. Además, los gráficos Bland-Altman (Anexo XII) permiten visualizar que las comparaciones de pares entre las diferencias de medias (en píxeles) se distribuyen mayoritariamente: i) de forma aleatoria a uno y otro lado de la recta correspondiente a la diferencia 0 entre medias, ii) dentro de un rango de diferencia de dos desviaciones típicas (± 2 DT) y iii) en una magnitud de valores en el eje horizontal entre los 4-6 puntos. Por otra parte, la tabla 5.4 (Anexo XIII) muestra homogeneidad en las diferencias de medias entre pares de datos (i.e., entre pares de puntos de validación). Concretamente, estas diferencias de medias entre el punto y local y el marcador se sitúan siempre dentro de los LoA establecidos para ese par de puntos; siendo el rango máximo negativo de diferencia de -0,63 (pto.11 vs pto.13) y el positivo de 0,50 (pto.1 vs pto.11, pto.5 vs pto.11, pto.8 vs pto.11).

5.2.3.2 Consistencia entre condiciones de luminosidad

El ANOVA de medidas repetidas muestra que no existen diferencias significativas en las medias de distancia de separación entre el punto local y marcador cuando se compara el factor intra-grupo (condición de iluminación: 4 niveles) en la muestra de 5 participantes, ya sea independientemente de los 13 puntos de validación ($F(1,3) = 1,46$; $p = 0,293$; $\eta_p^2 = 0,26$; $1 - \beta = 0,15$) o en cada uno de los puntos (Tabla 5.5).

Tabla 5.5. Estadísticos descriptivos en la prueba de ANOVA de medidas repetidas en la muestra de 5 participantes y 4 condiciones de iluminación, en cada uno de los 13 puntos del sistema de validación.

	F	p	η_p^2	$1 - \beta$
DSmarc1	0,69	0,45	0,14	0,10
DSmarc2	0,41	0,55	0,09	0,08
DSmarc3	0,09	0,77	0,02	0,05
DSmarc4	0,21	0,66	0,05	0,06
DSmarc5	0,64	0,46	0,13	0,09
DSmarc6	0,38	0,56	0,08	0,07
DSmarc7	0,98	0,37	0,19	0,12
DSmarc8	2,85	0,16	0,41	0,25
DSmarc9	0,03	0,86	0,00	0,05
DSmarc10	0,32	0,60	0,07	0,07
DSmarc11	1,65	0,26	0,29	0,17
DSmarc12	2,10	0,22	0,34	0,20
DSmarc13	0,00	0,97	0,00	0,05

Los gráficos Bland-Altman (Anexo XIV) reflejan que las diferencias de medias (en píxeles) entre pares de puntos se distribuyen aleatoriamente a uno y otro lado de la recta correspondiente a la diferencia 0 entre medias, ii) dentro de una diferencia de medias próxima a 0, y iii) en una magnitud de valores en el eje horizontal entre los 4 y 4,5 puntos. Por otra parte, la tabla 5.6 (Anexo XV) muestra gran homogeneidad en las diferencias de medias entre pares de datos ya que el rango se sitúa entre los -0,09 y los 0,04; estando esas diferencias incluidas dentro de los LoA establecidos para cada pareja de puntos.

5.2.3.3 Consistencia entre mediciones

El ANOVA de medidas repetidas muestra que no existen diferencias significativas en las medias de distancia de separación entre el punto local y marcador cuando se compara el factor intra-grupo (condición de aplicación del test de registro: 2 niveles) en la muestra de 5 participantes, ya sea independientemente de los 13 puntos de validación ($F(1,3) = 0,07$; $p = 0,801$; $\eta_p^2 = 0,01$; $1 - \beta = 0,05$) o en función de los puntos de fijación (Tabla 5.7).

Tabla 5.7. Estadísticos descriptivos en la prueba de ANOVA de medidas repetidas en la muestra de 5 participantes y 4 condiciones de iluminación, en cada uno de los 13 puntos del sistema de validación.

	F	p	η_p^2	$1 - \beta$
DSmarc1	0,10	0,76	0,02	0,05
DSmarc2	0,09	0,77	0,02	0,05
DSmarc3	0,10	0,76	0,02	0,05
DSmarc4	1,73	0,25	0,30	0,17
DSmarc5	0,02	0,88	0,00	0,05
DSmarc6	0,38	0,56	0,08	0,07
DSmarc7	0,15	0,71	0,03	0,06
DSmarc8	0,41	0,55	0,09	0,07
DSmarc9	0,00	0,97	0,00	0,05
DSmarc10	2,67	0,17	0,40	0,24
DSmarc11	0,17	0,69	0,04	0,06
DSmarc12	0,00	0,93	0,00	0,05
DSmarc13	0,09	0,77	0,02	0,05

Los gráficos Bland-Altman (Anexo XVI) reflejan que las diferencias de medias (en píxeles) entre pares de puntos se distribuyen a uno y otro lado de la recta correspondiente a la diferencia 0 entre medias de forma aleatoria, ii) dentro de una diferencia de medias próxima a 0, y iii) en una magnitud de valores en el eje horizontal entre los 3,6 y 4,6 puntos. Por otra parte, la diferencia de medias entre los datos del pre- y post- registro ocular respecto a la ejecución de una tarea de escalada se sitúa en 0,16 píxeles (DT = 1,12), y un LoA entre -0,22 y 0,25.

FASE B: APLICACIÓN A LA ESCALADA DEPORTIVA

El Anexo XVII muestra los estadísticos descriptivos correspondientes al grupo de *Nivel intermedio* y *Nivel avanzado* en todas las VD perceptivas de estudio (i.e., número y tiempo de fijación visual en todas las localizaciones -presas- del rocódromo). Destacar que todos los escaladores, independientemente de su nivel deportivo, empiezan a realizar fijaciones a partir de la presa nº 7. Este comportamiento visual indica que ningún grupo de escaladores centran su atención visual en las presas con apoyos de pies. En cambio, orientan sus fijaciones visuales hacia los agarres de presas con manos (i.e., parte media y superior del rocódromo).

Una inspección visual del comportamiento perceptivo muestra la trayectoria visual que ha seguido cada escalador del grupo *avanzado* (Anexo XVIII) e *intermedio* (Anexo XIX) durante la tarea de percepción de la vía en el rocódromo. En dichos Anexos se representa gráficamente la secuencia ordenada de fijaciones visuales que realiza cada escalador. A continuación, la figura 5.2 (grupo *avanzado*) y figura 5.3 (grupo *intermedio*) representa el número de ocasiones (i.e., número de fijaciones) que cada grupo ha movido su punto de fijación de una presa a otra del rocódromo. Dicho valor está representado a mitad de cada flecha y entre paréntesis. El valor superior presente en cada circunferencia representa solamente el número de presa. Destacar como el grupo de escaladores de mayor nivel tiene una estrategia de localización de la fijación visual más cercana a la vía de escalada ideal según criterio de los técnicos de la FEXME.

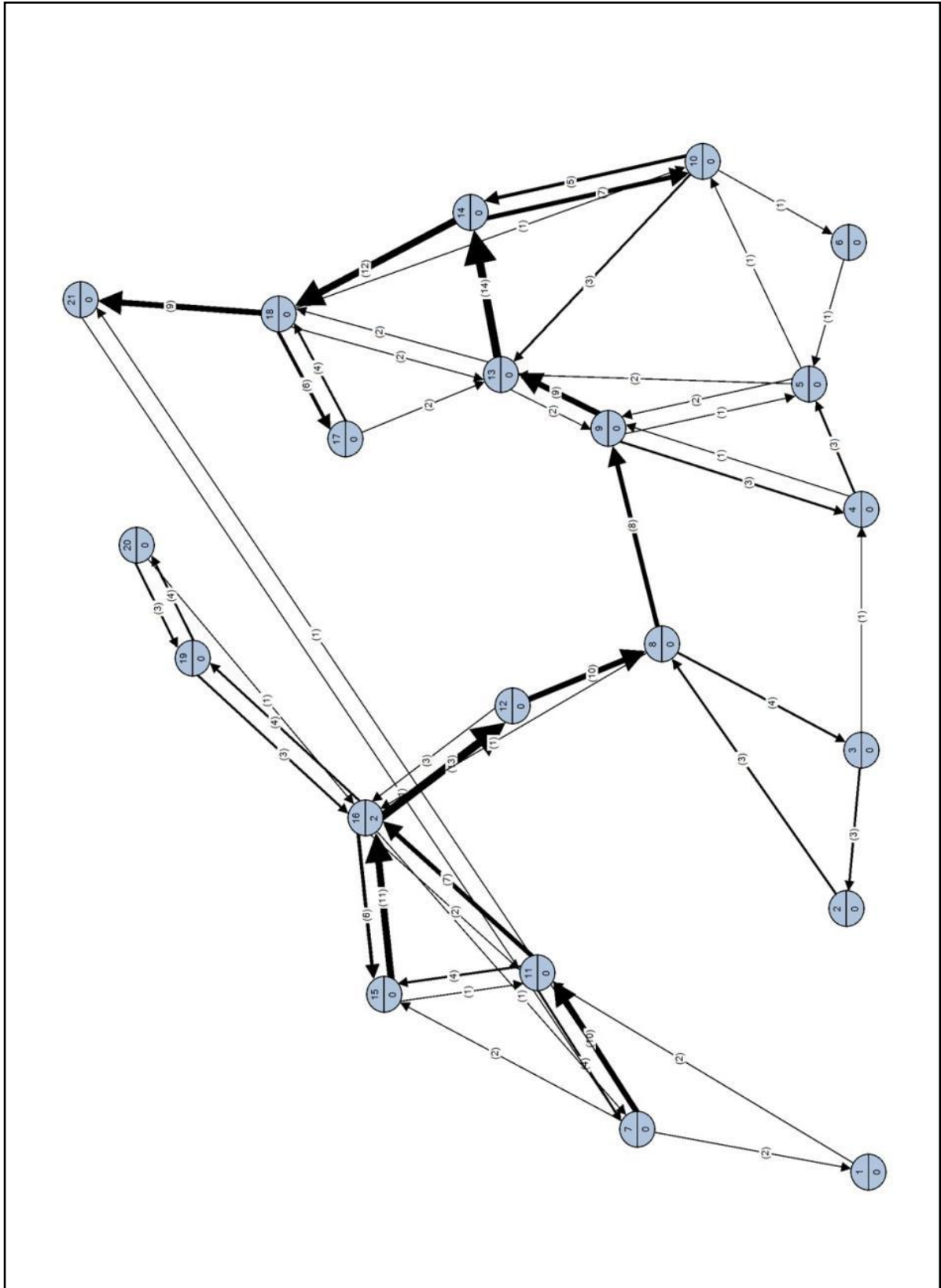


Figura 5.2. Número de ocasiones en el que el grupo avanzado realiza una fijación visual de una presa a otra del rocódromo.

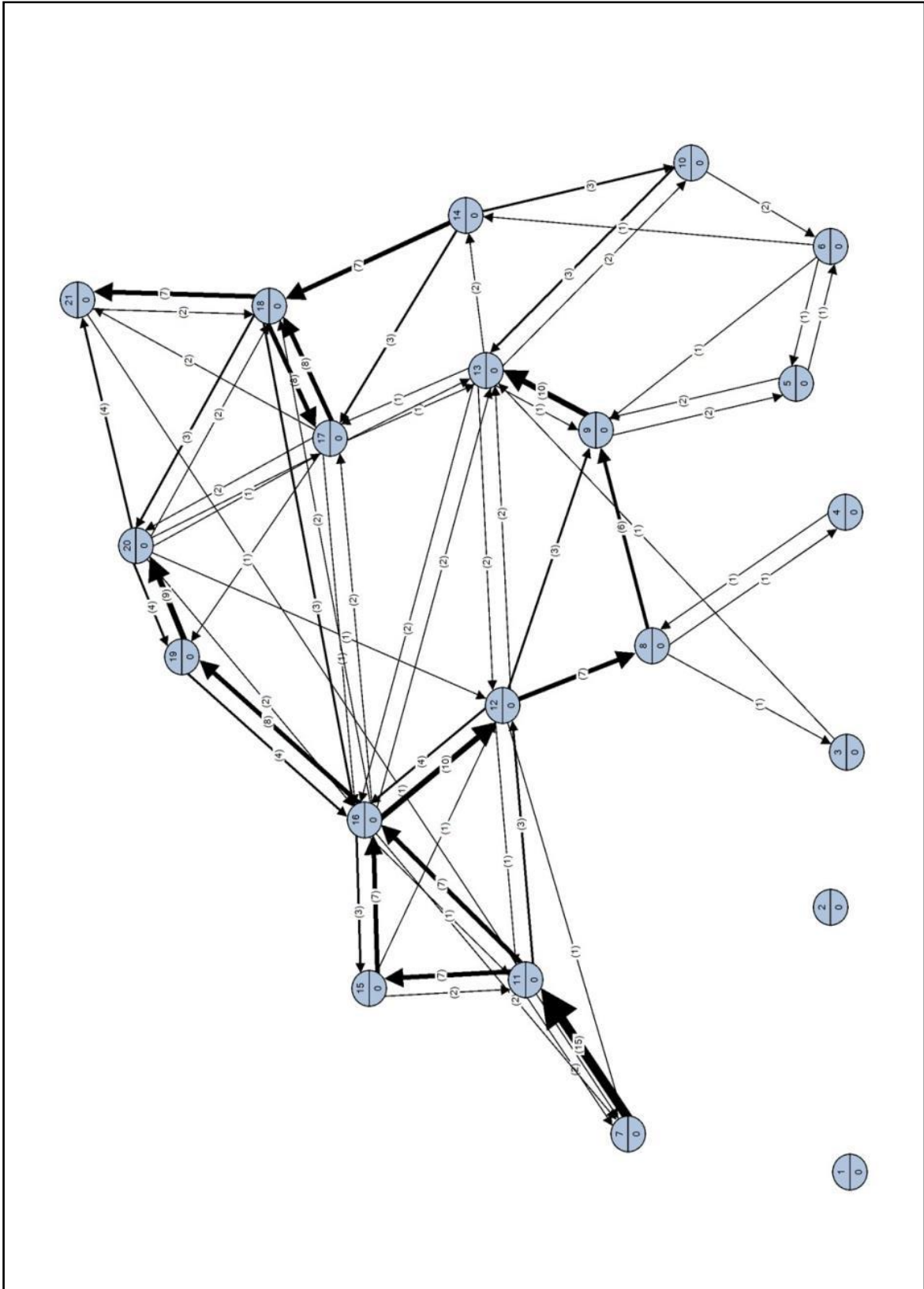


Figura 5.3. Número de ocasiones en el que el grupo intermedio realiza una fijación visual de una presa a otra del rocódromo.

Las variables perceptivas que muestran diferencias entre grupos de escaladores se localizan en las presas nº 8, 9, 14, 17 y 20, así como en el tiempo de fijación total y de visualización. Respecto al comportamiento motor y atencional existen diferencias entre grupos en el tiempo final en alcanzar la vía correcta de escalada, y en la calidad de las fijaciones, respuesta verbalizada y motora según criterio de los técnicos de la FEXME (Tabla 5.8).

Tabla 5.8. Estadísticos descriptivos (M y DT) de aquellas variables perceptivas, comportamentales y de atención que muestran diferencias entre el grupo de escaladores de Nivel *avanzado* e *intermedio*.

	Grupo avanzado		Grupo intermedio	
	M	DT	M	DT
Tfij8	612,33	220,82	249,33	275,16
Tfij9	660,00	186,67	359,33	238,22
Tfij14	858,00	345,31	399,66	205,05
Nfij17	0,67	0,50	1,56	0,72
Tfij17	154,00	118,98	447,33	149,51
Nfij20	0,44	0,52	1,67	0,70
Tfij20	143,00	173,05	425,33	202,38
Tfijtotal	10644,33	1210,03	8466,33	1838,62
Tvisual	13,73	1,81	10,18	1,90
Tsubir	16,12	2,20	22,95	3,28
Calfij	84,11	5,79	65,11	18,91
Calejec	93,22	9,07	65,82	13,57
Calverb	92,88	6,03	66,88	13,82

Leyenda: Tiempo de fijación (Tfij) en ms, Número de fijaciones (Nfij), Tiempo de fijación visual total (Tfijtotal) en ms, Tiempo de visualización (Tvisual) en seg., Tiempo para completar la vía correcta de escalada (Tsubir) en seg., Calidad de las fijaciones (Calfij) en %, Calidad de la respuesta motriz ejecutada (Calejec) en %, Calidad de la respuesta verbalizada (Calverb) en %.

Específicamente, el grupo *avanzado* muestra mayor tiempo de fijación en las localizaciones nº 8 ($U = 8,00$; $p < 0,01$), nº 9 ($U = 16,5$; $p < 0,05$) y nº 14 ($U = 7,00$; $p < 0,01$). También, consigue un mayor tiempo de fijación visual total ($U = 13,00$; $p < 0,05$) y un mayor tiempo de visualización del rocódromo ($U = 7,00$; $p < 0,01$). En cambio, el grupo *intermedio* obtiene un mayor número y tiempo de fijación visual en la presa trampa nº 17 ($U = 15,00$; $p < 0,01$ para el número y $U = 3,50$; $p < 0,01$ para el tiempo) y

nº 20 ($U = 8,50$; $p < 0,01$ para el número y $U = 9,50$; $p < 0,01$ para el tiempo). Respecto al comportamiento motor, el grupo *avanzado* obtiene una mayor calidad de fijaciones ($U = 11,50$; $p < 0,05$) y respuesta ejecutada ($U = 3,00$; $p < 0,01$) según juicio de expertos de la FEXME. Por otra parte, el grupo *intermedio* tarda más tiempo en subir y alcanzar el final del rocódromo ($U = 4,00$; $p < 0,01$). Respecto al comportamiento atencional, el grupo *avanzado* consigue una mayor calidad respuesta verbalizada ($U = 5,00$; $p < 0,01$) según juicio de expertos de la FEXME.

De forma complementaria, se representan a nivel gráfico las localizaciones de presas (nº 8, 9, 14, 17 y 20) con diferencias en el número o tiempo de fijación entre grupos aparecen en la Figura 5.4. Concretar que el trazo gris corresponde a la vía de escalada ideal por técnicos de la FEXME. Las tres presas donde el grupo *avanzado* fija durante más tiempo la visión están dentro del recorrido ideal de dicha vía (presas nº 8, 9, y 14) mientras que las presas trampa (nº 17 y 20) captan más la atención visual del grupo *intermedio* al conseguir mayor número y tiempo de fijaciones sobre las mismas.

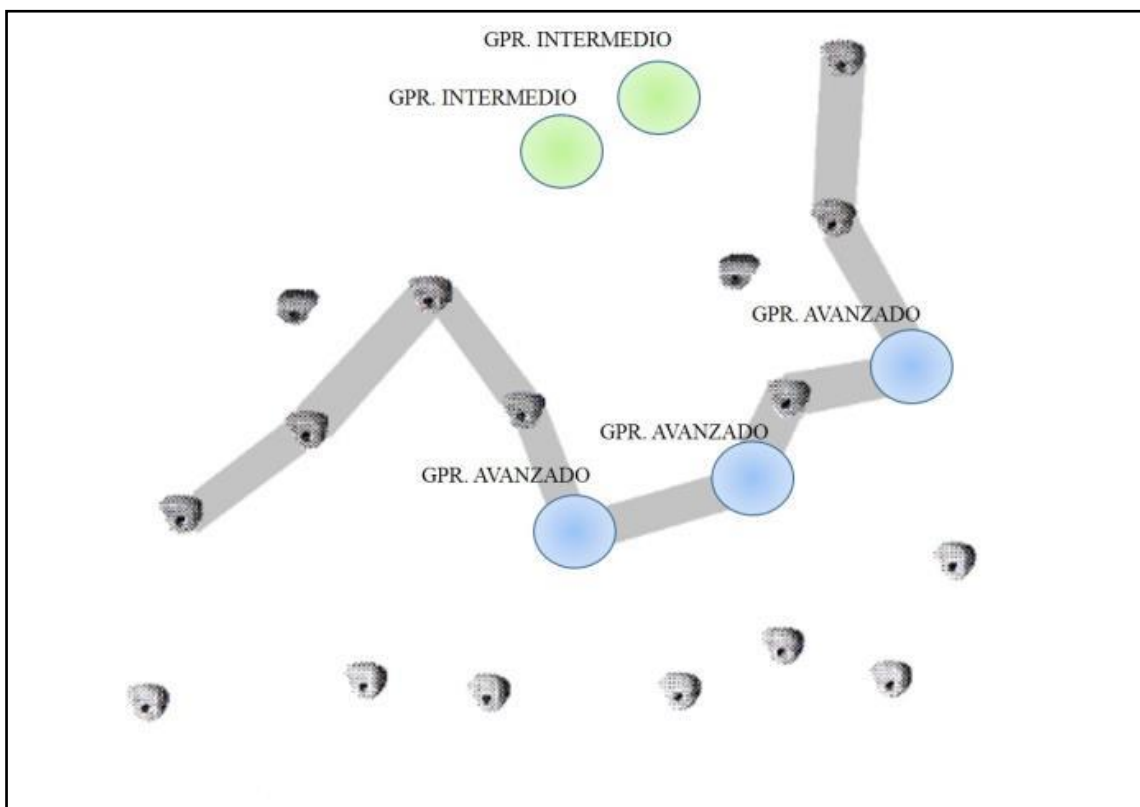


Figura 5.4. Localización de las presas con diferencias en el número y tiempo de fijación entre grupos de escaladores.

También de forma gráfica se presenta el comportamiento visual del grupo *avanzado* e *intermedio* en cuanto al número (Figura 5.5 y Figura 5.6) y tiempo de fijaciones (Figura 5.7 y Figura 5.8). Concretar que el valor superior de cada circunferencia corresponde al número de presa y el inferior al número o tiempo total de fijación. También aparece a mitad de flecha y entre paréntesis el número de ocasiones en que el grupo de escaladores realiza un cambio de fijación de una presa a otra. Hay que destacar que a mayor diámetro de circunferencia, mayor ha sido el número de ocasiones y tiempo en que han fijado en la presa. En esta línea, ambos grupos obtienen en la presa nº 16 el mayor número y tiempo de fijación, seguida de la nº 18 (salvo en el grupo *avanzado* que son las nº 8, 13, 14 para el número de fijaciones).

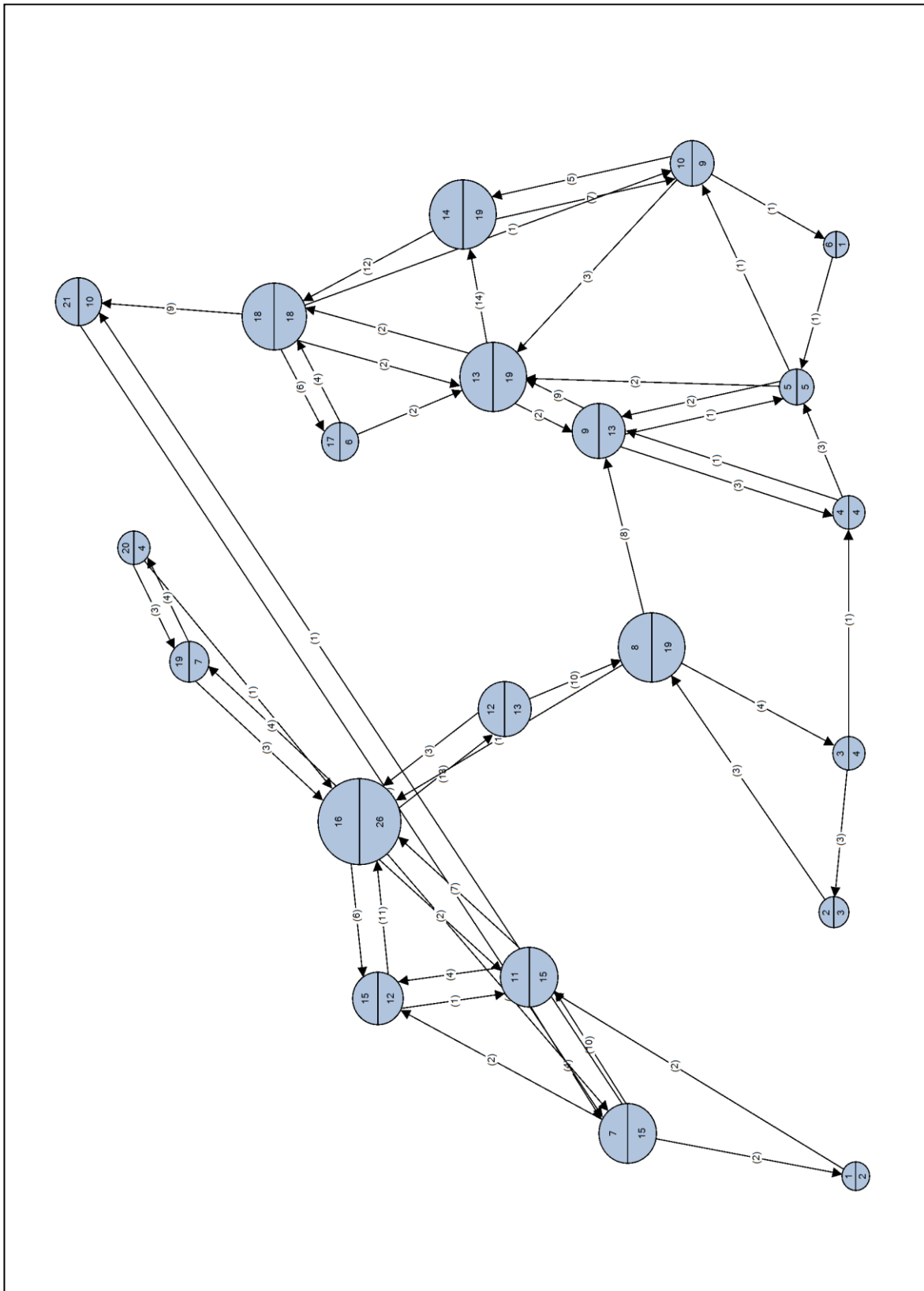


Figura 5.5. Número de fijaciones del grupo *avanzado* en cada presa del rocódromo.

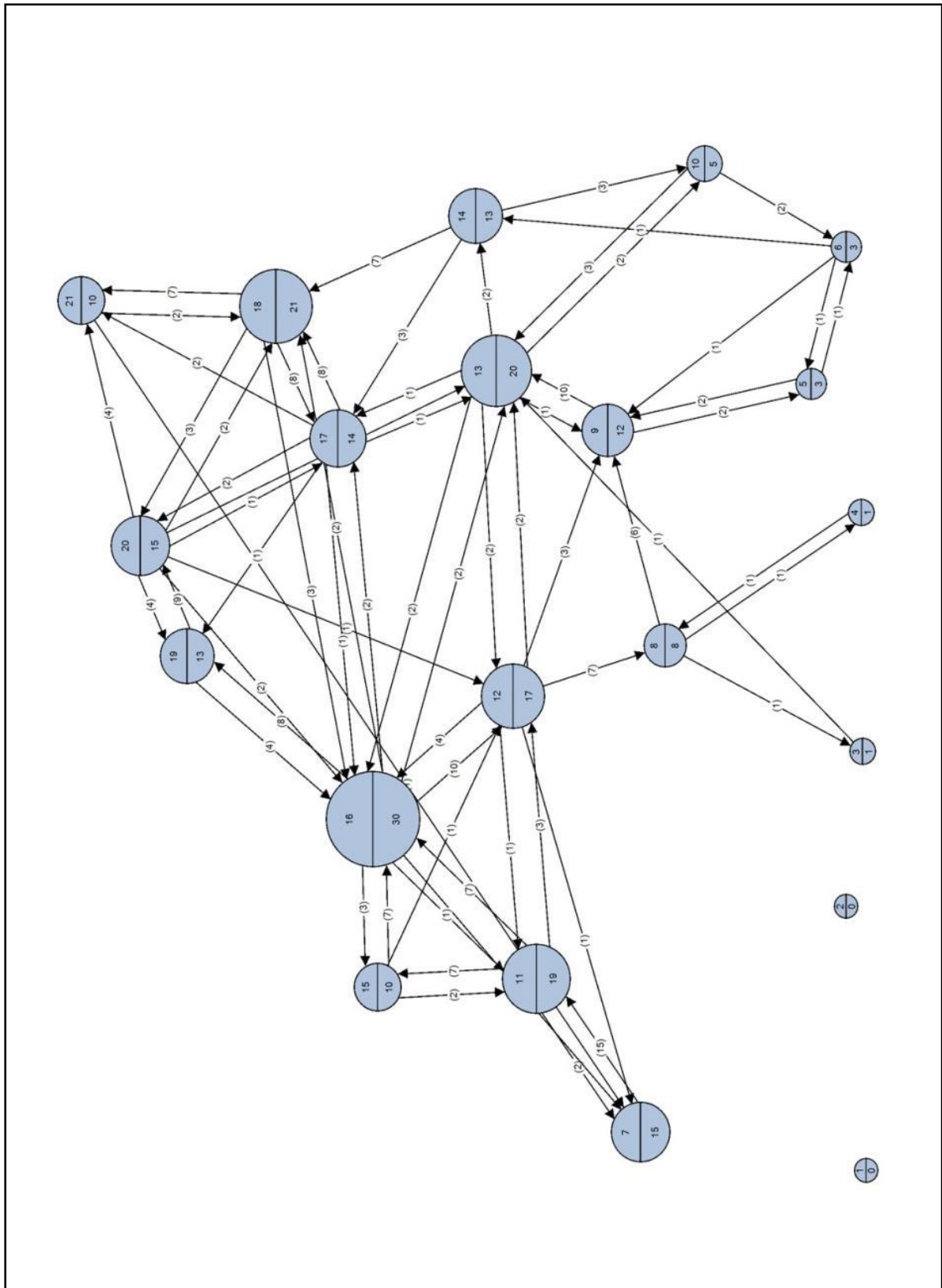


Figura 5.6. Número de fijaciones del grupo *intermedio* en cada presa del rociódro.

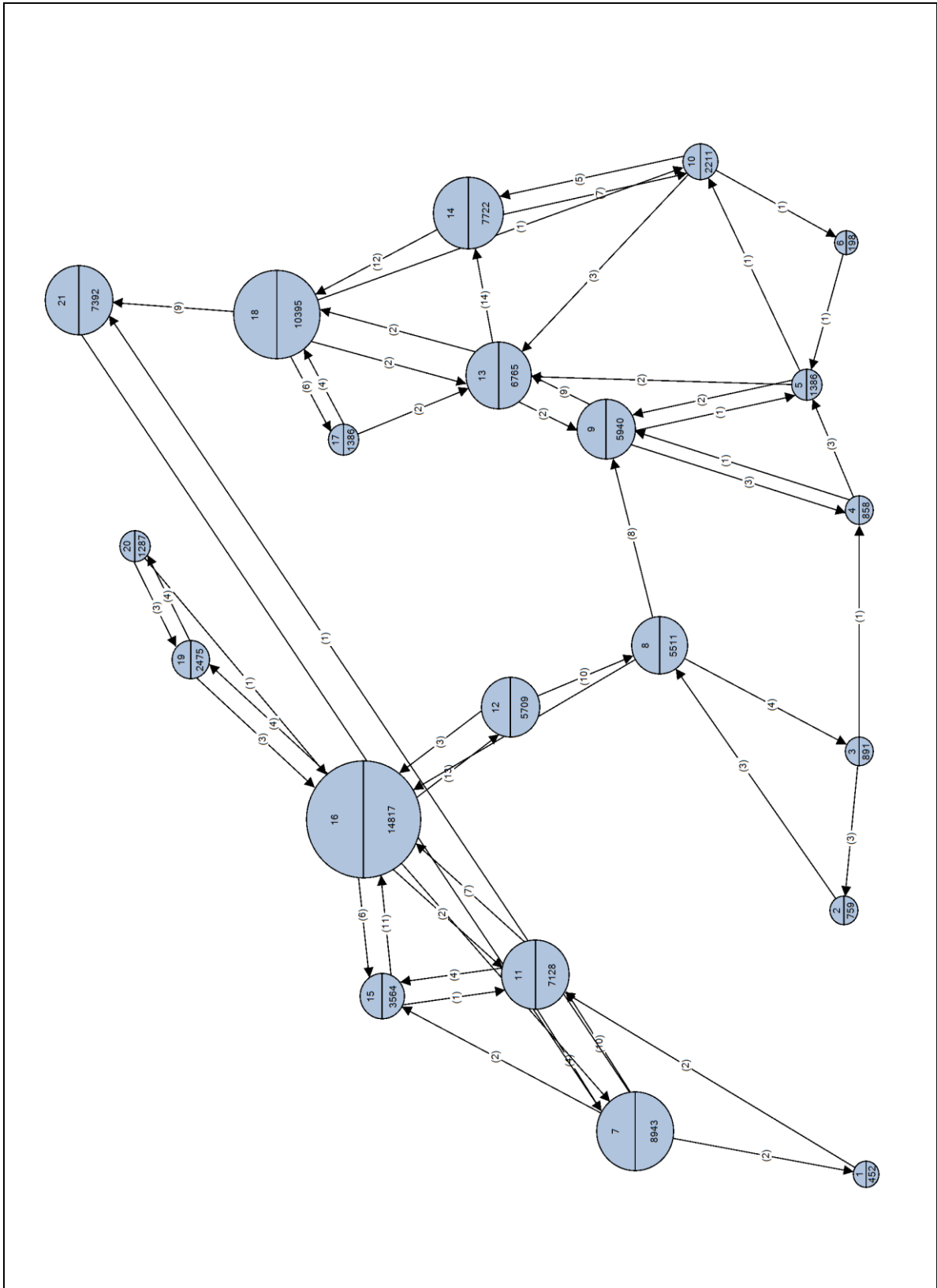


Figura 5.7. Tiempo de fijaciones (en ms) del grupo *avanzado* en cada presa del rocódromo.

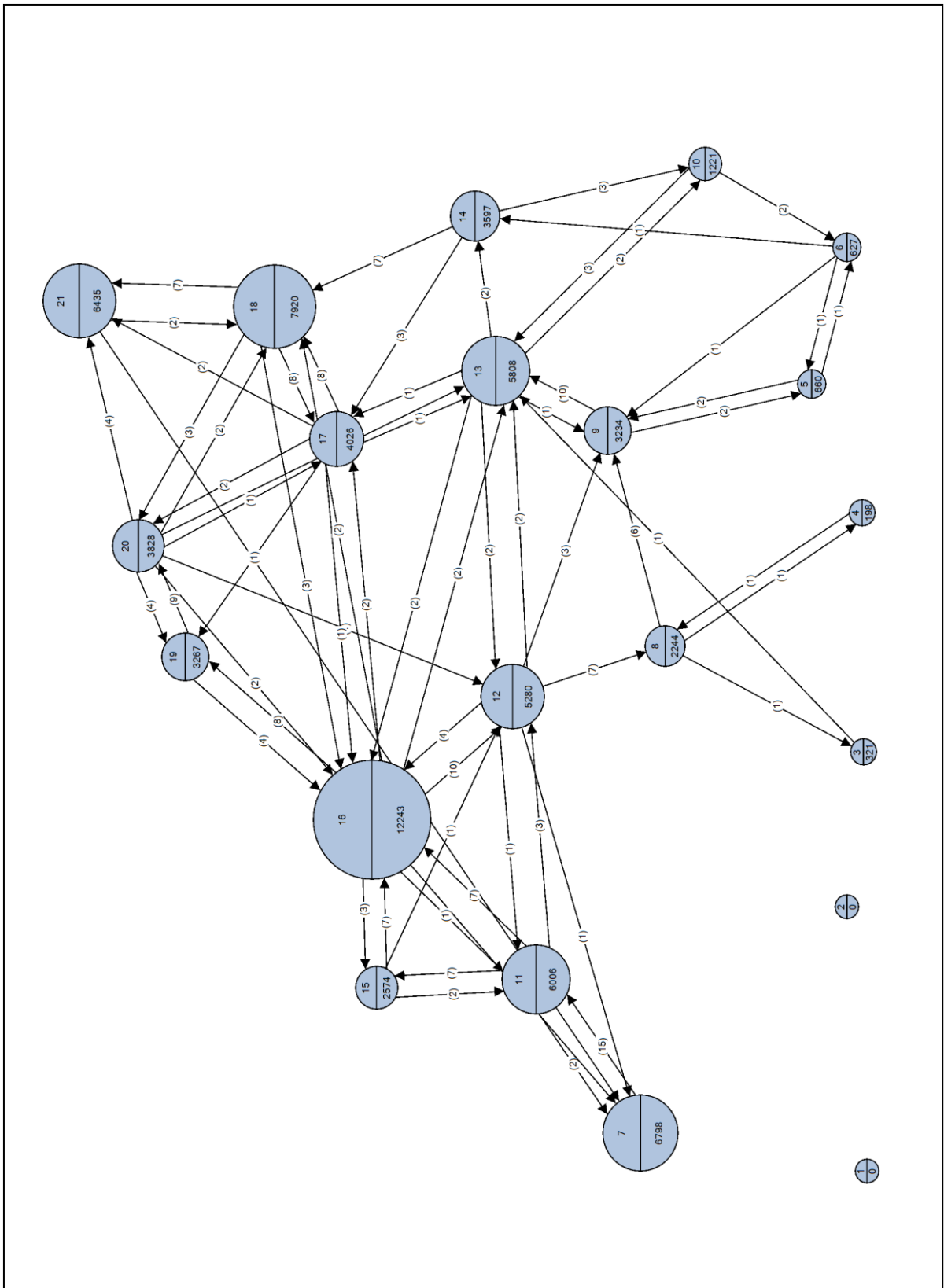


Figura 5.8. Tiempo de fijaciones (en ms) del grupo *intermedio* en cada presa del rocódromo.

El análisis correlacional realizado muestra unas relaciones similares pero también diferenciadas entre comportamiento perceptivo y motor entre grupos de escaladores. Por ejemplo, ambos grupos obtienen una relación negativa entre el tiempo alcanzado en la prueba y la calidad de la respuesta verbalizada ($\rho = -0,86$; $p < 0,01$ en escaladores de Nivel *avanzado* y $\rho = -0,71$; $p < 0,05$ en escaladores de Nivel *intermedio*) de forma que conforme mejor verbalicen su plan de acción respecto al ideal (según técnicos de la FEXME) menor tiempo emplearán en subir el rocódromo. También, la muestra de escaladores obtiene una relación positiva entre la calidad de la respuesta verbalizada y la ejecutada ($\rho = 0,75$; $p < 0,01$ en escaladores de Nivel *avanzado* y $\rho = 0,88$; $p < 0,01$ en escaladores de Nivel *intermedio*), de modo que cuanto mejor sea la verbalización de su ejecución, mejor será su actuación posterior.

Sin embargo, el grupo de Nivel *intermedio* obtiene específicamente una relación positiva entre el tiempo final empleado en subir el rocódromo y el número de intentos necesarios para alcanzarlo ($\rho = 0,68$; $p < 0,05$), de forma que a mayor tiempo en la prueba mayor número de ensayos. En cambio, el grupo de Nivel *avanzado* obtiene con la calidad de la respuesta ejecutada una relación negativa con el tiempo final en completar el rocódromo ($\rho = -0,74$; $p < 0,05$) y positiva con el tiempo total de visualización ($\rho = 0,71$; $p < 0,05$); de modo que una mejor actuación vendrá acompañada de una mayor visualización de la vía y un menor tiempo en alcanzar el final de la misma. También, la calidad de la respuesta verbalizada se relaciona positivamente con la calidad de las fijaciones realizadas ($\rho = 0,68$; $p < 0,05$) y con la ejecución realizada ($\rho = 0,75$; $p < 0,05$) de modo que cuando mejor sea la verbalización de su plan de acción, mejor habrá sido su registro de fijaciones y su posterior actuación respecto al ideal de la FEXME.



01
02
03
04
05

06 CAPÍTULO
DISCUSIÓN

07
08
09
10

Este capítulo se divide en dos grandes apartados. Un primer apartado, dedicado a la confrontación de resultados obtenidos entre el dispositivo de registro ocular desarrollado en la presente Tesis Doctoral y los que ofrecen otros sistemas tecnológicos comerciales y estandarizados, a nivel de validez (precisión) y fiabilidad. Un segundo apartado, orientado específicamente a contrastar los resultados obtenidos en variables del comportamiento visual, motor y atencional de la actual muestra de escaladores con otros estudios que analizan de forma similar estrategias perceptivas en escaladores de diferente nivel deportivo.

FASE A: PRUEBAS DE VALIDEZ y FIABILIDAD DEL SISTEMA DE REGISTRO OCULAR

Los resultados obtenidos por el *eye tracker* en la prueba de validez permite concluir que se trata de un sistema tecnológico válido para el registro de las fijaciones visuales ya que la magnitud de error cuantificada (i.e., la diferencia entre la posición espacial verdadera del marcador y la que registra el propio dispositivo) es inferior a 0,5° de arco visual, 2 cm y 5 píxeles, para una distancia de 4 m entre el participante y la proyección de los marcadores. Esta precisión en la medida se alcanza en las tres pruebas realizadas (30 sujetos, 4 condiciones de iluminación y 2 momentos de aplicación del registro ocular). Por tanto, este resultado permite aceptar la Hipótesis de investigación 1 al conseguir que el sistema tecnológico desarrollado en la presente Tesis Doctoral registre fijaciones visuales con una precisión de medida inferior a un error de 1°-1,5° de arco visual.

Esta precisión se aproxima a la ofrecida por otros sistemas como los de Babcock (2005), Li y Parkhurst, (2006), Mardanbeigi y Mallakzadeh (2009) y Kassner y Patera (2012). También, el margen de error se sitúa similar al ofrecido por otros dispositivos comerciales de registro (e.g., *View Point Eye Frame Scene Camera* entre 0,3°-1°, *SMI Eye Tracking Glasses 2.0* con 0,5°, *Eye Link II* entre 0,25°-0,5°, *Mobile Eye Tracking-Tobii Glasses*, *Mobile Eye XG Eye*, *Eye Guide® Mobile Tracking*, y *Dikablis Glasses* con 0,5°) o incluso menor a otros sistemas de código abierto y bajo coste (e.g., *Expert Eyes*, *Dias Eye Tracker*, u *Open Eyes* entre 0,5°-1°). Además, este *eye tracker* ha incorporado lo mejor de los sistemas anteriores; es decir bajos precios como los dispositivos de registro de código abierto, precisiones similares a dispositivos comerciales mucho más caros, utilización en modo wi-fi (disponibles sólo en el *Eye Guide® Mobile Tracking* y en el *Haytham Dias Eye Tracker*; y con función opcional en

el *Eye Mark Recorder EMR-9*, *Mobile Eye-XG Eye*, *Dikablis Glasses*) y un peso reducido (i.e., 127 gr con baterías y 99 gr sin ellas). Estas características lo convierten en el dispositivo inalámbrico más ligero de los que existen actualmente en el mercado.

Por otra parte, el *eye tracker* ha conseguido fiabilidad en la medida puesto que el α de Cronbach obtenido (0,78) en la prueba de 30 participantes representa una ICC de concordancia moderada-larga (Cohen, 1992). La observación de tablas relativas al error de medida ha permitido verificar que cada punto (que representa la distancia de separación entre el punto real y el registrado por el *eye tracker*) se encuentra dentro de los LoA. Específicamente, los gráficos de Bland-Altman ha ayudado a determinar que las diferencias de medias entre los pares de puntos no incluían un error sistemático al estar todas las diferencias dentro de ± 2 DT y tener una distribución aleatoria. También, las pruebas de ANOVA de medidas repetidas entre pruebas de iluminación (EA-EB-IA-IB) y mediciones (pre- y post-) confirma la consistencia en las medias comparadas, no mostrando diferencias significativas entre los valores de dichas pruebas.

Los resultados de estas pruebas confirman que se trata de un *eye tracker* fiable de registro ocular al conseguir consistencia en la medida y no desviarse de su valor de referencia cuando se aplica en diferentes sujetos y condiciones ambientales, así como durante tareas reales de escalada deportiva. Esta superior versatilidad de uso permitirá un avance en la utilización de los *eye trackers* ya que posibilitará su introducción en escenarios reales y tareas cada vez más representativas de las demandas perceptivas de los deportes.

Por ejemplo, el actual *eye tracker* se podrá utilizar en condiciones exteriores con luz natural, cuando hasta hace poco tiempo era obligado el registro y análisis de las fijaciones visuales en laboratorio (Evans, Jacobs, Tarduno, y Pelz, 2012). Incluso, se podrá utilizar moviendo la cabeza con libertad, sin suponer esta acción una pérdida de calibrado, algo que no es posible en ciertos sistemas comerciales como los sistemas: *C-ETD* (Chronos Vision, 2014), *EyeLink II* (SR Research Ltd., 2013), *Eye Guide Mobile Tracking* (Grinbath, 2014), en los que el propio fabricante no recomienda movimientos bruscos de la cabeza.

FASE 2: APLICACIÓN A LA ESCALADA DEPORTIVA

En primer lugar destacar que el grupo de Nivel *avanzado* ha obtenido un mayor rendimiento deportivo que el grupo de Nivel *intermedio* al conseguir acabar la tarea

(i.e., completar la vía de escalada) en menor tiempo. Pensamos que ha sido debido a una estrategia perceptiva más eficiente de exploración visual del rocódromo.

Evidencias empíricas encontradas en la presente Tesis Doctoral y que sustentan esta afirmación son que el grupo *avanzado* de escaladores ha fijado durante más tiempo su visión sobre presas que estaban dentro del recorrido ideal para finalizar la vía de escalada (según juicio de los técnicos de la FEXME). La percepción orientada hacia estas presas relevantes del rocódromo ha facilitado que el grupo de mayor nivel haya alcanzado el final de la vía en menos tiempo. En cambio, el grupo *intermedio* ha localizado más veces y durante más tiempo su fijación visual en presas trampa (i.e., presas de un tamaño mayor pero que conducen y guían hacia una vía de escalada más compleja), fallando en la discriminación perceptiva de las presas relevantes del rocódromo.

Además, el grupo *avanzado* ha empleado, dentro del tiempo permitido para percibir el rocódromo, un mayor tiempo de visualización. Este mayor tiempo de visualización ha permitido planificar mejor las posibilidades de acción (e.g., ¿qué tipo de agarres y apoyos realizar con manos y pies a fin de completar la tarea en el menor tiempo posible?), percibiendo aspectos funcionales de la vía de escalada (Boschker et al., 2002) como pueden ser la extracción de información relativa a sus diferentes presas (i.e., localización, tamaño, posición, orientación, distancia entre ellas, etc.).

Esta estrategia perceptiva diferenciada entre grupos de escaladores confirma la Hipótesis de Investigación 3 relativa a que el grupo *avanzado* e *intermedio* de escaladores mostrará una estrategia de búsqueda visual distinta durante la percepción del rocódromo. También, este resultado coincide con las aportaciones de otros estudios (e.g., revisión de meta-análisis de Mann et al., 2007; Williams y Ericsson, 2005) quienes concluyen que los deportistas expertos localizan antes y fijan por más tiempo en los estímulos relevantes de la secuencia deportiva. Sugerimos que un mayor conocimiento de la tarea adquirido tras períodos prolongados de entrenamiento, instrucción y enseñanza, práctica y observación han liderado una estrategia de búsqueda visual más efectiva (Williams et al., 1999), ayudando a los deportistas a hacer más efectivo el tiempo del que disponen para analizar el contexto deportivo.

Por otra parte, los escaladores de Nivel *avanzado* han mostrado relaciones positivas entre lo que dicen que van a hacer, la estrategia de búsqueda visual empleada, y la ejecución motriz a realizar. Es decir, el grupo *avanzado* consigue relacionar su respuesta verbal con la visual y motora. Este resultado confirma la Hipótesis de

investigación 4 de que el grupo *avanzado* mostrará una mayor relación entre verbalización de la respuesta, estrategia perceptiva y calidad de la ejecución. También, va en línea con las aportaciones de Boschker et al. (2002) y Sanchez et al. (2012) quienes concluyen que el grupo de escaladores expertos recuerdan más información de la vía percibida y que visualizar imágenes de la ruta facilita una actuación más fluida respectivamente.

La inclusión de un análisis relacional entre comportamientos (verbal, visual y motor) ayuda a determinar como los expertos son capaces de trasladar los índices percibidos en decisiones tácticas apropiadas (McPherson y Kernodle, 2003). Concretamente, la evidencia empírica encontrada sugiere una relación lineal y positiva entre comportamientos para los escaladores de Nivel *avanzado*. En esta línea, conforme mayor sea la calidad (a juicio de técnicos expertos de la FEXME) de la verbalización de la actuación, mayor será la calidad de la estrategia perceptiva empleada y su ejecución motriz (según juicio de expertos de la FEXME).

Este resultado no coincide con las aportaciones de McPherson y Vickers (2004) quienes concluyen una relación no lineal entre el comportamiento visual y atencional. Pensamos que en la modalidad de escalada deportiva *a vista* resulta fundamental planificar la actuación en base a la información percibida previamente. Saber qué percibir para decidir qué ruta seguir es crucial para procesar y recoger información relevante de la ruta de escalada y obtener rendimiento en la tarea (Boschker y Bakker, 2002). Máxime cuando la dificultad técnica introducida en la vía de escalada (nivel 6b) es inferior al nivel deportivo de ambos grupos.

En esta situación de investigación, los procesos perceptivos y de atención deben ir ligados para detectar la vía correcta de escalada y poder seguirla con fluidez. Específicamente, los procesos perceptivos deben facilitar en un primer momento la localización de las presas relevantes del recorrido. Posteriormente, los procesos atencionales deben de facilitar el procesamiento y extracción de información de aquellas presas relevantes del rocódromo que posibiliten un fácil desplazamiento y movimiento de los escaladores.



01
02
03
04
05
06

07 CAPÍTULO

08 **CONCLUSIONES**

09
10

- El *eye tracker* diseñado y construido es un sistema de registro ocular válido, con una precisión en la medida similar a sistemas comerciales de seguimiento de la mirada existentes en la actualidad. El error en su medida se encuentra por debajo del 0,5º de arco visual, 2 cm y 5 píxeles a una distancia de proyección entre el participante y el marcador de 4 m.

- El *eye tracker* diseñado y construido es un sistema de registro ocular fiable, capaz de demostrar consistencia en la medida bajo diferentes condiciones de iluminación (i.e., exteriores e interiores de intensidad alta y baja) y durante situaciones reales de escalada deportiva. Concretamente, el ICC alcanza un valor de 0,78 cuando se compara el registro de 30 participantes en los 13 marcadores. La prueba de ANOVA determina que no existen diferencias en las medias de las diferencias entre la posición real del marcador y la registrada con el sistema, en función de la condición de iluminación o de si ejecuta una vía de escalada en rocódromo y se mide antes y después de dicha prueba.

- El *eye tracker* diseñado y construido dispone de característica inalámbrica y ligero peso. Estas características junto con su bajo coste económico, lo sitúan como un sistema de registro ocular interesante para centros de investigación con escasos recursos de financiación interesados en el control visual y en el análisis de los procesos perceptivos.

- El *eye tracker* ha permitido comparar de manera objetiva y precisa las estrategias visuales de dos grupos de escaladores de diferente nivel deportivo durante una tarea representativa en escalada deportiva como es la modalidad *a vista en bloque* en rocódromo.

- Las estrategias de búsqueda visual del grupo de Nivel *avanzado* son distintas que las del grupo *intermedio*. Concretamente, el grupo de mayor nivel deportivo percibe durante más tiempo el rocódromo, desarrollando una estrategia perceptiva con mayor tiempo de fijación total, orientada hacia presas relevantes (i.e., facilitadoras del desplazamiento y movimiento por la vía de escalada) que se encuentran dentro de la ruta ideal determinada por expertos de la FEXME. En cambio, el grupo de menor nivel deportivo emplea más tiempo en fijar en presas trampa (i.e., presas grandes pero que dificultan el avance del escalador en el rocódromo), invirtiendo un mayor tiempo en finalizar la vía de escalada.

- El grupo de nivel *avanzado* parece una mostrar una relación lineal y positiva entre procesos perceptivo-cognitivos, atencionales y motores ya que un cambio en una variable lleva consigo otro en otra variable de similar magnitud y sentido (e.g., una mayor calidad de las fijaciones visuales realizadas por el escalador, le permite a continuación verbalizar mejor la ruta de escalada respecto al ideal según criterio de los técnicos de la FEXME).

- La contribución de la percepción visual al rendimiento deportivo en la tarea queda reflejada en el grupo de nivel *avanzado*. Este grupo muestra diferentes relaciones entre el comportamiento visual, verbal, y motor. Estas relaciones sugieren que su actuación está mediatizada por lo que han percibido inicialmente, de forma que cuanto mejor haya sido su proceso perceptivo mejor es su respuesta verbalizada (i.e., mejor planifican la acción). A mayor calidad de la respuesta verbalizada, mejor es la ejecución motora. Finalmente una mejor calidad de la ejecución proporciona un menor tiempo en la prueba, y por tanto un mejor desempeño en la tarea.



01
02
03
04
05
06
07

08 CAPÍTULO

09 **PRÓNOSIS DE LA INVESTIGACIÓN**
10

Una vez terminada la investigación objeto de la actual Tesis Doctoral, reconocemos que durante el tiempo que nos ha ocupado su desarrollo, han aparecido nuevas mejoras en tecnología. Esta velocidad de mejora en los componentes tecnológicos es exponencial debido a la dinámica comunidad científica que programa en código abierto y de la cual podríamos beneficiarnos. Un ejemplo son las cámaras Wireless por IP. Estas cámaras tienen la ventaja de que capturan directamente en digital, por lo que en principio no existe pérdida de calidad. Su rango de acción es similar, pero al ser una señal digital, la calidad de transmisión es superior. Incluso se puede aumentar el alcance simplemente con un *router* inalámbrico, permitiendo incluso que el sujeto y el investigador no estén en el mismo espacio físico. Sin embargo, esas cámaras todavía no han reducido el tamaño tanto como para fabricar un sistema portátil de peso reducido. Tampoco la resolución actual de estas cámaras no es todavía muy alta (640*480), e incluso el *frame rate* a veces no llega ni a los 30 fps. También, al depender de una red con protocolos de IP, podríamos encontrarnos lags más largos, por lo que pensamos que habrá que esperar un poco más a ver como evoluciona esta tecnología.

También sabemos que en cuanto a cámaras cada vez han disminuido tanto su tamaño como su precio, ya que hoy en día cualquier dispositivo móvil integra una cámara de una calidad más que aceptable. Estos módulos de cámara se compran sueltos y son muy económicos (5-10 €) (figura 8.1). Con los tamaños de cámaras que vemos hoy en día y los sistemas de WiFi y Bluetooth, se podría montar un sistema mucho más ligero que el nuestro manteniendo el principio de economía. Sin embargo, habría que fabricar nuestras propias placas controladoras y programar los circuitos, por lo que sería interesante disponer de los servicios de un técnico desarrollador para que lo fabrique en base a nuestras especificaciones.



Figura 8.1. Ejemplos de micro-cámaras disponibles en la actualidad.

En la actualidad, tenemos en desarrollo un tercer prototipo de mayor resolución. Este modelo lleva montado una cámara full HD de 1920*1080, que a día de hoy es la mayor resolución que se puede encontrar en electrónica de consumo a un precio asequible. Esta resolución consigue una mayor información del entorno, sin perder detalles, pero también requiere de un procesador más potente. Este prototipo va unido por un cable de bastante longitud, por lo que tendríamos que sacrificar movilidad para ganar resolución, lo que es preferible en algunas situaciones experimentales en las que se precise menos espacio para desplazarse y movimientos menos bruscos.

Paralelamente al desarrollo de nuestro sistema se ha liberado este mismo año (2014) el sistema *Haytham*, por parte de Mardanbeigi (2014). Este sistema es similar al nuestro pero se enfoca a utilizar el sistema de *eye tracker* en personas con diversidad funcional para mejorar el manejo de dispositivos informáticos con los gestos oculares. Este sistema tiene la misma filosofía que el nuestro, en cuanto a que es de bajo coste y de código abierto. Podría ser interesante tomar alguna característica de este sistema para integrarlo en el nuestro.

También el sistema *Pupil*, de Pupil Labs (Kassner y Patera, 2012) ha liberado recientemente su versión 0.3.9.1 (Junio 2014), que incluye mejoras en el código y utiliza funciones nuevas de las últimas librerías de OpenCV. Recordemos que nosotros utilizamos como base el software *Pupil 0.3.5.2* (Octubre 2013).

Por otra parte, el algoritmo creado para extraer fijaciones nos puede ahorrar mucho tiempo, sobre todo cuando la cabeza del sujeto está fija y podemos parcelar la imagen de la cámara frontal, extrayendo directamente las fijaciones por localizaciones.

En el futuro sería interesante combinar el desarrollo de nuevos softwares de *eye trackers* con otros de detección de objetos, lo que ayudaría a automatiza el proceso de extracción de datos, que es la parte más tediosa de investigaciones sobre estrategias de búsqueda visual. Cuando utilizamos el sistema en situaciones deportivas con adversario, donde las fijaciones ocurren en zonas corporales o móvil, podría utilizarse un sistema de colores o bien un algoritmo de detección de segmentos corporales. Existen multitud de proyectos en OpenCV para realizar estas acciones, por lo que implementar estas funciones en nuestro software no sería demasiado complicado (figura 8.2).

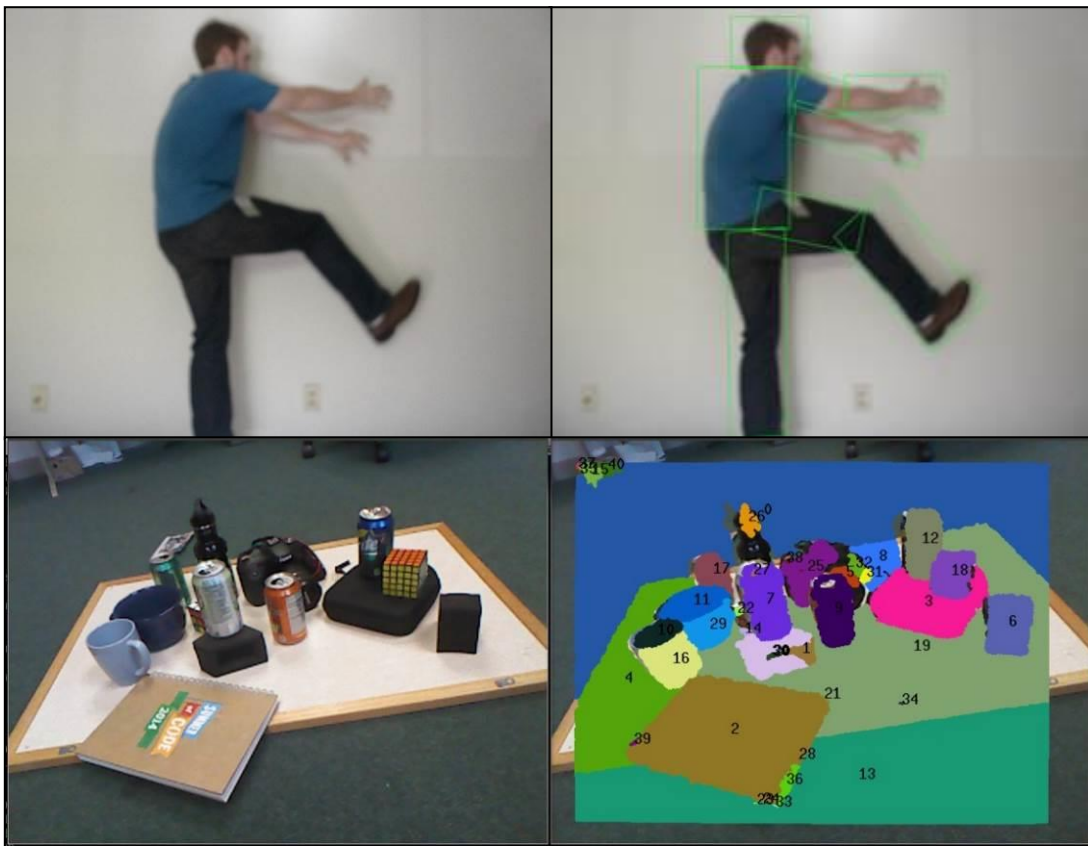


Figura 8.2. Detección de segmentos corporales mediante OpenCV (arriba) (tomado de Stack Exchange, 2013) y detección de objetos (abajo) (tomado de Robolab, 2014).

Cuando se trata de escenarios o entornos, se podría realizar mediante la utilización de marcadores, muy habituales hoy en día, para marcar zonas de interés, y facilitar al programa la detección tan sólo los parámetros registrados cuando el observador mira la zona de interés (figura 8.3). Se hicieron pruebas durante el desarrollo del software, pero al no estar totalmente funcional esta característica, y debido a que se

necesita una cámara de mayor resolución, decidimos no incluirlo e incorporarlo en futuros estudios.

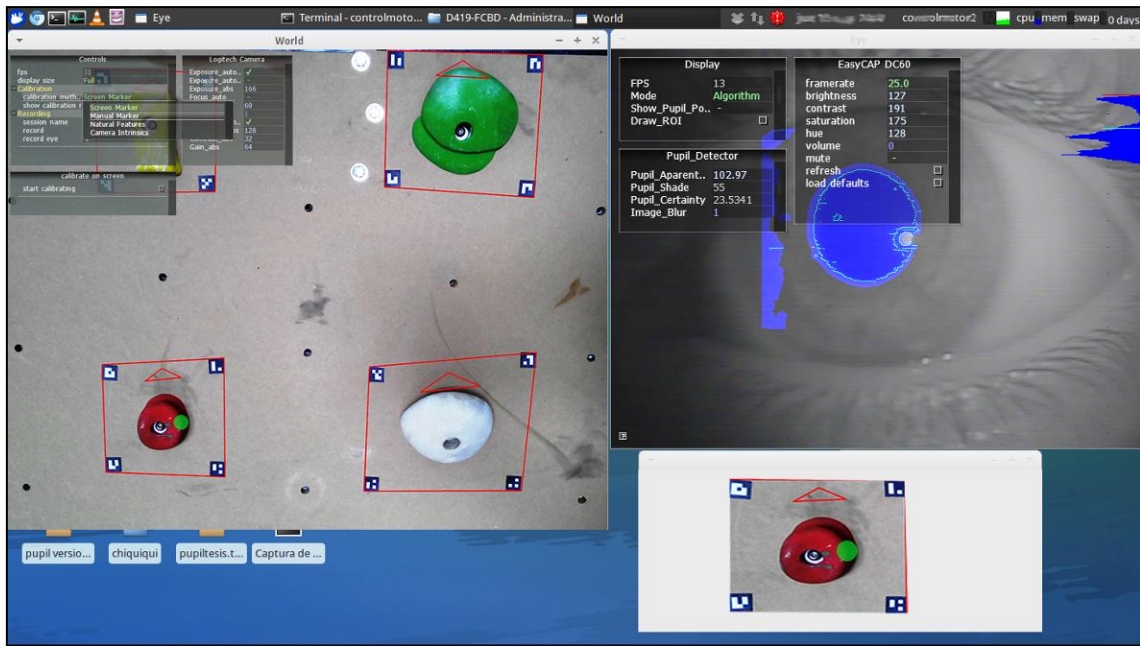


Figura 8.3. Detalle de una prueba realizada con el software funcionando con marcadores delimitando presas.

En lo referente a la segunda parte de la presente Tesis, donde evaluamos las estrategias de búsqueda visual en escaladores, una de las principales perspectivas de futuro es aumentar la muestra, para poder extraer conclusiones extrapolables a la población de escaladores. La dificultad de encontrar escaladores de cierto nivel deportivo ha sido la principal limitación del estudio. Sería también interesante en próximos estudios no restringir la situación experimental a tan sólo una ruta sino incluir varias vías de escalada, pudiendo escalar la dificultad técnica de las mismas (e.g., vías más verticales con mayor número de apoyos). Por último, en próximas investigaciones sería interesante testar la fiabilidad del instrumento durante la realización de tareas específicas de deportes de contacto o de combate (e.g., karate, taekwondo, etc.), y también en deportes que exigen saltos y desplazamientos bruscos de la dirección del movimiento (e.g., fútbol, baloncesto, balonmano, etc.).



01
02
03
04
05
06
07
08

09 CAPÍTULO

10 **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- Abernethy, B. (1987). Anticipation in sport: A review. *Physical Education Review*, 10, 5-16.
- Abernethy, B. (1988a). Dual-task methodology and motor skills research, some applications and methodological constrains. *Journal of Human Movement Studies*, 14, 101-132.
- Abernethy, B. (1988b). The effects of age and expertise upon perceptual skill development in a racquet sport. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 59(3), 210-221.
- Abernethy, B. (1990). Expertise, visual search, and information pick-up in squash. *Perception*, 19, 63-77.
- Abernethy, B., Gill, D.P., Parks, S.L., & Packer, S.T. (2001). Expertise and the perception of kinematic and situational probability information. *Perception*, 30, 233-252.
- Abernethy, B., Neal, R.J., & Koning, P. (1994). Visual perceptual and cognitive differences between expert, intermediate and novice snooker players. *Applied Cognitive Psychology*, 8(3), 185-211.
- Abernethy, B., & Russell, D.G. (1987). The relationship between expertise and visual search strategies in a racquet sport. *Human Movement Science*, 6, 283-319.
- Abrams, R.A. (1992). *Planning and producing saccadic eye movements*. En K. Rayner (Ed.), *Eye Movements and Visual Cognition: Scene Perception and Reading* (p.66). New York: Springer-Verlag.
- Abrams, R.A., Dobkin, R.S., & Helfrich, M.K. (1992). Adaptive modification of saccadic eye-movements. *Journal of Experimental Psychology-Human Perception and Performance*, 18(4), 922-933.

- Adolphe, R.M., Vickers, J.N., & Laplante, G. (1997). The effects of training visual attention on gaze behaviour and accuracy: A pilot study. *International Journal of Sports Vision*, 4(1), 28-33.
- Al-Abood, S.A., Davids, K., Bennett, S.J., Ashford, D., & Martinez, M. (2001). Effects of manipulating relative and absolute motion information during observational learning of an aiming task. *Journal of Sport Sciences*, 19, 507-520.
- Afonso, J., Garganta, J., Mcrobert, A., Williams, A.M., & Mesquita, I. (2012). The perceptual cognitive processes underpinning skilled performance in volleyball: Evidence from eye-movements and verbal reports of thinking involving an in situ representative task. *Journal of Sports Science And Medicine*, 11(2), 339-345.
- Alvero-Cruz, J.R., Arnabat, L.G., Carceles, F.A., Rosety-Rodriguez, M.A., Munoz, F.J.O. (2011). Somatotype, Fat and Muscle Mass of Elite Spanish Climbers. *International Journal or Morphology*, 29(4), 1223-1230.
- Allport, D.A. (1987). *Selection for action: Some behavioural and neurophysiological considerations of attention and action*. En H. Heuer & A.F. Sanders (Eds.), *Perspectives on perception and action*. Hillsdale, NJ. Lawrence Erlbaum.
- Angell, R.W., Alston, W., & Garland, H. (1970). Functional relationsbetween the manual and oculomotor control systems. *Experimental Neurology*, 27, 248-257.
- Annet, M. (1985). Which theory fails? A reply to McManus. *British Journal of Psychology*, 76, 17-29.
- Apkarian, P., Bour, L.J., van der Steen, J., & Collewijn, H. (1999). *Ocular motor disorders associated with inborn chiasmal crossing defects*. En *Physiological and Psychological Aspects* (pp. 403-413). EE.UU.: Kluwer Academic.
- Applied Science Laboratories. (2014). *Remote/Desktop Eye Tracking Optics*. Recuperado de <http://www.asleyetracking.com>

- Arnal, J., Del Rincón, D., y Latorre, A. (1992). *Investigación educativa: Fundamentos y metodología*. Barcelona: Labor.
- Arteaga, M. (1999). *Influencia del esfuerzo físico anaeróbico en la percepción visual*. Tesis Doctoral no publicada, . Universidad de Granada, España.
- Atkinson, G. (1995) *A comparison of statistical methods for assessing measurement repeatability in ergonomics research*. En G. Atkinson & T. Reilly (Eds.), *Sport, Leisure and Ergonomics* (pp. 218- 222). London: E. & F.N. Spon.
- Ávila, F., & Moreno, F.J. (2003). Visual search strategies elaborated by tennis coaches during execution error detection process. *Journal of Human Movement Studies*, 44, 209-224.
- Ávila, F., Moreno, F.J., Reina, R., & Luis, V. (2006). The influence of dimensional about visual search in tennis player during a detecting error process. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 5(2), 29-41.
- Babcock, J.S. (2005). *Yarbus 1.0: Eye-Tracking Software for Mac OS X Tiger*. M.P.S. Degree Thesis. Rochester Institute of Technology. New York University, EE.UU.
- Bailey, S.M., Sarmandal, P., & Grant, J.M. (1989). A comparison of three methods of assessing inter-observer variation applied to measurement of the symphysis-fundal height. *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 96(11), 1266-1271.
- Balas, J., Pecha, O., Martin, A.J., & Cochrane, D. (2012). Hand-arm strength and endurance as predictors of climbing performance. *European Journal of Sport Science*, 12(1), 16-25.
- Barry, J.C., Backes, A., & Pongs, U.M (1997). Corneal reflex distance from the limbus center is more accurate for the measurement of ocular misalignment than from the pupil center. *Investigative Ophthalmology and Visual Science*, 38(4), 109.

- Bartko, J.J. (1966). The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability. *Psychological Report*, 19, 3-11.
- Baumgartner, T.A. (1989). *Norm-referenced measurement reliability*. En M.J. Safrit & T.M. Wood (Eds.), *Measurement Concepts in Physical Education and Exercise Science* (pp. 45-72). Champaign: Human Kinetics.
- Beek, P.J., Peper, C.E., & Stegeman, D.F. (1995). Dynamical models of movement coordination. *Human Movement Science*, 14(4), 573-608.
- Behrmann, M., & Ewell, C. (2003). Expertise in tactile pattern recognition. *Psychological Science* 14(5), 480-486.
- Bernet, S., Cudel, C., Lefloch, D., & Basset, M. (2013). Autocalibration-based partitioning relationship and parallax relation for head-mounted eye trackers. *Machine Vision and Applications*, 24(2), 393-406.
- Bernstein, N.A. (1967). *The co-ordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press.
- Biguer, B., Jeannerod, M., & Prablanc, C. (1982). The coordination of eye, head, and arm movements during reaching at a single visual target. *Experimental Brain Research*, 46, 301-304.
- Bishop, D.T., Wright, M.J., Jackson, R.C., & Abernethy, B. (2013). Neural basis of anticipation skill in soccer: an fMRI study. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 35(1), 98-109.
- Bland, J.M., & Altman, D.G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1(8476), 307-310.
- Bland, J.M., & Altman, D.G. (1996). Measurement error and correlation coefficients. *British Journal of Medicine*, 313, 41-42.

- Bootsma, R.J. (1998). *Ecological movement principles and how much information matters*. En A.A. Post, J.R. Pijpers, P. Bosch & M.S.J. Boschker (Eds.), *Models in human movement sciences* (pp. 51-63). Enschede: PrintPartners Ipskamp.
- Bootsma, R.J., & van Wieringen, P.C.W. (1990). Timing an attacking forehand drive in table tennis. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 16, 21-29.
- Borst, A., & Egelhaaf, M. (1989). Principles of visual motion detection. *Trends in Neurosciences*, 12(8), 297-306.
- Boschker, M.S.J., & Bakker, F.C. (2002). Inexperienced sport climbers might perceive and utilize new opportunities for action by merely observing a model. *Perceptual and Motor Skills*, 95(1), 3-9.
- Boschker, M.S.J., Bakker, F.C., & Michaels, C.F. (2002). Memory for the functional characteristics of climbing walls: Perceiving affordances. *Journal of Motor Behavior*, 34(1), 25-36.
- Bourgeaud, P., & Abernethy, B. (1987). Skilled perception in volleyball defense, *Journal of Sport Psychology*, 9, 400-406.
- Bradski, G., (2000) *OpenCV: Open Source Computer Vision Library*. EE.UU.: O'reilly.
- Bradski, G, & Kaehler, A. (2008) *Learning OpenCV: Computer Vision with the OpenCV Library*. EE.UU.: O'reilly.
- Bravo, G., & Potvin, L. (1991). Estimating the reliability of continuous measures with Cronbach's alpha or the intraclass correlation coefficient: toward the integration of two traditions. *Journal of Clinical Epidemiology*, 44(4-5), 381-90.
- Bridgeman, B., Kirch, M., & Sperling, A. (1981). Segregation of cognitive and motors aspects of visual information using induced motion. *Perception and Psychophysics*, 29, 336-342.

British Standards Institution (1975). *Precision of test methods 1: Guide for the determination and reproducibility for a standard test method* (BS 597, Part 1). London: BSI.

Buckholz, E., Prapavessis, H., & Fairs, J. (1988). Advance cues and their use in predicting tennis passing shots. *Canadian Journal of Sport Sciences*, 13(1), 20-30.

Buller, J. (2001). Integrated model of visual processing. *Brain Research reviews*, 36, 97-107.

Buswell, G.T. (1935). *How people look at Pictures*. Chicago: Universidad Chicago Press.

Cambridge Research Systems. (2012). Recuperado de <http://www.crs ltd.com>

Carello, C., Turvey, M.T., Kugler, P.N., & Shaw, R.E. (1984). *Inadequacies of the computer metaphor*. En M.S. Gazzaniga (Ed.), *Handbook of cognitive neuroscience*. New York: Plenum.

Carpenter, R.H.S. (1991). *Eye movements*. London: Macmillan.

Castiello, U., & Umiltá, C. (1988). Temporal dimensions of mental effort in different sports. *International Journal of Sport Psychology*, 19, 199-210.

Cerrolaza, J.J., Villanueva, A., & Cabeza, R. (2012). Study of Polynomial Mapping Functions in Video-Oculography Eye Trackers. *ACM Transactions on Computer-Human Interaction*, 19(2), 1-25.

Chaveleraud, J.P. (1986). *Ojo y deporte*. Barcelona: Masson.

Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112, 155-159.

- Collewijn H. (1999). *Eye movement recording, in Vision Research, a practical guide to laboratory methods*. New York, Oxford University Press.
- Conde, J.L., Calero, M.D., Fradua, J.L., Miranda, M.T., & Viciano, V. (1998). Valoración de los efectos de un programa de entrenamiento perceptivo-motor para la mejora de las habilidades visuales en niños/as. *Revista de Entrenamiento Deportivo*, 12(2), 11-16.
- Corbetta, M., & Shulman, G.L. (2002). Controls of goal-directed and stimulus-driven attention in the brain. *Nature Neuroscience*, 3(3), 201-215.
- Coren, S., Ward, L., & Enns, J.T. (2004). *Sensation and perception* (6th ed.). Hoboken: Wiley.
- Crick, F., & Koch, C. (1995). Are we aware of neural activity in primary visual cortex? *Nature*, 375, 121-123.
- Chronos Vision, (2014). *Scleral Search Coils*. Recuperado de www.chronos-vision.de
- Cutting, J.E. (1986). *Perception with an eye for motion*. Cambridge: Bradford Books/MIT Press.
- Das, K., & Havinga, P. (2013). *Evaluation of DECT for low Latency Real-time Industrial Control Networks*. En 2013 IEEE international workshop of internet-of-things networking and control (10-17). New Orleans: IEEE.
- Dicks, M., Buton, C., & Davids, K. (2010). Examination of gaze behaviors under in situ and video simulation task constrains reveals differences in information pickup for perception and action. *Attention, Perception, and Psychophysics*, 72, 706-720.
- Dodge, R., & Cline, T.S. (1901). The angle velocity of eye movements. *Psychological Review*, 8(2), 145-157.

- Duchowski, A.T. (2002). A breadth-first survey of eye-tracking applications. *Behavior Research Methods Instruments & Computers*, 34(4), 455-470.
- Duchowski, A.T. (2007). *Eye Tracking Methodology: Theory and Practice*. New York: Springer-Verlag New York, Inc.
- Ebisawa, Y., Tokunou, K., & Tsukahara, S. (2001). Automated windowing processing for pupil detection. *Engineering in Medicine and Biology Society*, 4, 3225-3225.
- Eckstein, M.P. (2011). Visual search: a retrospective. *Journal of vision*, 11(5), 1-36.
- Engbert, R., & Kliegl, R. (2002). Microsaccades uncover the orientation of covert attention. *Vision Research*, 43, 1035–1045
- Engel, A.K., & Singer, W. (2001). Temporal correlates and the neural correlates of sensory awareness. *Trends in Cognitive Science*, 5, 16-25.
- Ergoneers Ergonomic Engineers (2013). *Eye Tracking*. Recuperado de <http://www.ergoneers.com/en/hardware/eye-tracking>
- Ericsson, K.A., & Simon, H.A. (1993). *Protocol analysis: Verbal reports as data* (2nd ed.). Cambridge: MIT Press.
- España-Romero, V., Ortega, F.B., Artero, E.G., Jiménez-Pavón, D., Gutiérrez, A., Castillo, M.J., & Ruiz, J.R. (2009). Climbing time to exhaustion is a determinant of climbing performance in high-level sport climbers. *European Journal of Applied Physiology*, 107(5), 517-525.
- Evans, K.M., Jacobs, R.A., Tarduno, J.A., & Pelz, J.B. (2012). Collecting and analyzing mobile eye-tracking data in outdoor environments. *Journal of Eye Movement Research*, 5(2),1-19.

- Fischler, M.A., & Bolles, R. (1981). Random sample consensus. A paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. *Communications of the ACM*, 24(6), 381-395.
- Frank H., & Netter, M.D. (2007). *Atlas de Anatomía Humana* (4ª Ed.). Barcelona: Elsevier Masson.
- Frank, I.M., & Lajoie, J.M. (1998). A note on the response complexity effect in eye movements. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 69(1), 64-69.
- Frey, J., & Ringach, D.L. (2011). Binocular Eye Movements Evoked by Self-Induced Motion Parallax. *Journal of Neuroscience*, 31(47), 17069-17073.
- Fuss, F.K., & Niegl, G. (2010). Biomechanics of the two-handed dyno technique for sport climbing. *International Sports Engineering Association*. 13,19-30
- Gauthier, G.M., Semmlow, J.L., Vercher, C., Pedrono, C., & Obrecht, G. (1991). *Adaptation of eye and head movements to reduced peripheral vision*. En R. Schmid & D. Zambambieri (Eds.), *Oculomotor control and cognitive processes* (pp. 179-196). New York: Elsevier Science.
- Gibson, J. (1986). *The ecological approach to visual perception*. Boston: Houghton Mifflin.
- Giovanzana, S., Savio, G., Meneghello, R., & Concheri, G. (2011). Shape analysis of a parametric human lens model based on geometrical constraints. *Journal of Modern Optics*, 58(19-20), 1770-1780.
- Goldberg J.H., & Wichansky A.M. (2003) *Eye tracking in usability evaluation: A practitioner's guide*. En J. Hyönä, R. Radach & H. Deubel (Eds.), *The Mind's Eye: Cognitive and Applied Aspects of Eye Movement Research* (pp. 493-516). Amsterdam: Elsevier Science.

- Gonzalo, H., Fried, I., & Quian, R. (2014). Timing of Single-Neuron and Local Field Potential Responses in the Human Medial Temporal Lobe. *Current Biology*, 24(3), 299-304.
- Goulet, C., Bard, C., & Fleury, M. (1989). Expertise differences in preparing to return a tennis serve: A visual information processing approach. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 11(4), 382-398.
- Grant, S., Hasler, T., Davies, C., Aitchison, T.C., Wilson, J., & Whittaker, A. (2001). A comparison of the antropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of female elite and recreational climbers and non-climbers. *Journal of Sports Sciences*, 19, 499-505.
- Grant, S., Hynes, V., Whittaker, A., & Aitchison, T. (1996). Anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. *Journal of Sports Sciences*, 14(4), 301-309.
- Green, P. (1992). *Review of Eye fixation Recording Methods and Equipment*. Technical Report. Michigan: University of Michigan.
- Grinbath LLC. (2014). *EyeGuide® Mobile Tracker*. Recuperado de http://www.grinbath.com/content/eyeguider_mobile_tracker_0
- Grusser, O.J. (1983). *Multimodal structure of extrapersonal space*. En A. Hein & M. Jeannerod (Eds.), *Spatially oriented behavior* (pp. 327-352). New York: Springer-Verlag.
- Guitton, D., & Volle, M. (1987). Gaze control in humans: eye-head coordination during orienting movements to targets within and beyond the oculomotor range. *Journal of Neurophysiology*, 58, 427-459.
- Hafed, Z.M., & Clark, J.J. (2002). Microsaccades as an overt measure of covert attention shifts. *Vision Research*, 42(22), 2533-2545.

- Hansen, D., & Hansen, J. (2005). *Review of Current Camera-based Eye Trackers. First Conference on Communication by Gaze Interaction*. Turín: COGAIN.
- Hartridge, H., & Thompson, L.C. (1948). Methods of investigating eye movements. *British Journal of Ophthalmology*, 32, 581-591.
- Haywood, K.M. (1984). Use of the image-retina and eye-head movement visual systems during coincidence-anticipation performance. *Journal of Sports Sciences*, 2(2), 139-144.
- Hecht, E., (1987). *Optics (2ª Edición)*. Bedford: Addison Wesley.
- Helsen, W.F., Elliott, D., Starkes, J.L., & Ricker, K.L. (1998). Temporal and spatial coupling of point of gaze and hand movements in aiming. *Journal of Motor Behavior*, 30(3), 249-59.
- Helsen, W., & Starkes, J. (1999). A multidimensional approach to skilled perception and performance in sport. *Applied Cognitive Psychology*, 13(1), 1-27.
- Henderson, J.M. (2003). Human gaze control during real-world scene perception. *Trends of cognitive Sciences*, 7(11), 498-504.
- Innova Ocular. (2014). ¿Cómo funciona el ojo?. Recuperado de <http://www.clinicavila.es/como-funciona-el-ojo>
- ISO 5725 1994a ‘Accuracy (trueness and precision) of measurement and results. Part 1: general principles and definitions International Standard Organisation, Geneva.
- ISO 5725 1994b ‘Accuracy (trueness and precision) of measurement and results. Part 2: Basic method for the determination of repeatability and reproducibility of a standard measurement method’ International Standard Organisation, Geneva.
- ISO Guide 1993 ‘Guide to the expression of uncertainty in measurement’ International Standard Organisation, Geneva.

- Itti, L., & Koch, C. (2000). A saliency-based search mechanism for overt and covert shifts of visual attention. *Vision Research* 40, 1489-1506.
- Jacob, T.J., & Karn, K.S. (2003). *Eye tracking in human-computer interaction usability research: Ready to deliver the promises*. En J. Hyona, R. Radach, & H. Deubel (Eds.), *The Mind's Eye*. Oxford: Elsevier Science.
- Jones, E., Oliphant, T., & Peterson, P. (2001). *NumPy: Open Source Numeric Computing Tools for Python*. Berlín: Springer.
- Joyce, C.A., Gorodnitsky, I.F., King, J.F., & Kutas, M. (2002). Tracking eye fixations with electro-ocular and electroencephalographical recordings. *Psychophysiology*, 39(5), 607-618.
- Judd, C.H., McAllister, C.N., & Steel, W.N. (1905). *General introduction to a series of studies of eye movements by means of kinoscopic photographs*. En J.M. Baldwin, H.V. Warren & C.H. Judd (Eds.), *Psychological Review, Monograph Supplements*. Baltimore: The Review Publishing Company.
- Karn, K., Ellis, S., & Juliano, C. (1999) *The Hunt for Usability. CHI 99 Extended Abstracts*. New York: ACM Press.
- Kassner, M., & Patera, W. (2012). *Pupil: Constructing the Space of Visual Attention*. Master Thesis no publicada, Massachusetts Institute of Technology, Cambridge.
- Keele, S.W., & Hawkins, H.L. (1982). Explorations of individual differences relevant to high level skill. *Journal of Motor Behavior*, 14(1), 3-23.
- Kelso, J.A.S. (1994). The informational character of self-organized coordination dynamics. *Human Movement Science*, 13(3-4), 393-413.

- Kim, S., & Lee, S. (2006). Gaze behavior of elite soccer goalkeeper in successful penalty kick defense. *International Journal of Applied Sports Sciences*, 18(1), 96-110.
- Kleint, K., & Weiss, M. (1987). Perceived competence and motives for participants in youth sports: A test of Harter's Competence Motivation. *Journal of Sport Psychology*, 9, 55-65.
- Kolb, B., & Whishaw, I.Q. (2001). *An introduction to brain and behavior*. New York: Worth Publishers.
- Kowler, E. (1995). *Eye movement*. En S. Kosslyn (Ed.), *Invitation to Cognitive Science* (pp. 215-265). Cambridge: MIT Press.
- Lanzón, R. (2013). *Conoce tus ojos, comprende la retinosis pigmentaria*. El Blog de la Retinosis Pigmentaria. Recuperado de <https://retinosispigmentaria.wordpress.com/2013/12/17/conoce-tus-ojos-comprende-la-retinosis-pigmentaria/>
- Lavoie, J.M., & Montpetit, R.R. (1986). Applied physiology of swimming. *Sports Medicine*, 3(3), 165-189.
- Lee, D.N. (1980). The optic flow field: the foundation of vision. *Philosophical Transactions of the Royal Society*, 290, 169-179.
- Leimberg, D., & Vester-Christensen, M. (2005). *Eye Tracking*. Master Thesis no publicada. Dinamarca: Technical University of Denmark.
- Liarte, D. (2009). *Sensores con tecnología CCD vs CMOS*. Recuperado de <http://www.xakata.com>
- Li, D. (2006). *Low-cost eye-tracking for human computer interaction*. Masters Thesis no publicada, Iowa: Iowa State University.

- Li, D., Babcock, J., & Parkhurst, D.J. (2006). *OpenEyes: A low-cost head-mounted eye-tracking solution*. En Proceedings of the ACM Eye Tracking Research and Applications Symposium. New York: Iowa State University.
- Li, D., & Parkhurst, D.J. (2006). *Open-source software for real-time visible-spectrum eye tracking*. En Proceedings of the COGAIN Conference (pp. 18-20). New York: Iowa State University.
- Li, D., & Parkhurst, D.J. (2005). *Starburst: A robust algorithm for video-based eye tracking*. New York: Iowa State University.
- Li, D., Winfield, D., & Parkhurst, D.J. (2005). *Starburst: A hybrid algorithm for video-based eye tracking combining feature-based and model-based approaches*. En Proceedings of the IEEE Vision for Human-Computer Interaction Workshop at CVPR. San Diego: Iowa State University
- Libet, B. (2000). Time factors in conscious processes: Reply to Gilberto Gomes. *Consciousness and Cognition*, 9, 1-12.
- Liu, H.C., & Chuang, H.H. (2010). An examination of cognitive processing of multimedia information based on viewers' eye movements. *Interactive Learning Environments*, 19(5), 503-517.
- López, E., & Badillo, J.J. (2012). The effects of two maximum grip strength training methods using the same effort duration and different edge depth on grip endurance in elite climbers. *Sports Technology*, 5(3-4), 100-110.
- Lukander, K. (2003). *Mobile usability: Measuring gaze point on handheld devices*. Master's Thesis no publicada, Helsinki: University of Technology.
- Luis, V. (2008). *Influencia del entrenamiento perceptivo, basado en la anticipación, sobre el comportamiento visual y la respuesta de reacción aplicado al tenis*. Tesis Doctoral no publicada. Universidad de Extremadura, Cáceres.

- Lum, J., Enns, J.T., & Pratt, J. (2002). Visual orienting in college athlete: Explorations of athlete type and gender. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(2), 156-167.
- Magill, R.A. (1989). *Motor Learning and Control: Concepts and applications*. Iowa: Brow Publishers.
- Mallari-Cuerdo, M., & Pagaduan, J.C. (2013). Effect of four weeks of indoor rock climbing on anthropometric measurements, power and strength of female college students. *Asia Life Sciences*, 22(2), 403-411.
- Mann, D.T.Y., Janelle, C.M., Williams, A.M., & Ward, P. (2005). Perceptual-cognitive expertise in sport: A meta-analysis. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 27, 101-102.
- Mardanbeigi, D., & Mallakzadeh, M. (2009). *Design, Fabrication and Evaluation of a Video-based Eye Tracker*. En Proceedings of 16th Iranian Conference on BioMedical Engineering (ICBME), Tehran University of Medical Science, Iran.
- Marteniuk, R.G. (1976) *Information Processing in Motor Skills*. Hardcover: Holt, Rinehart & Winston.
- Martinez-Conde, S., & Macknik, S.L. (2007). Windows on the mind. *Scientific American*, 297, 56-63.
- Martinez-Conde, S., Macknik, S.L., & Hubel, D.H. (2004). The role of fixational eye movements in visual perception. *Nature Reviews Neuroscience*, 5, 229-240.
- McLeos, P. (1994). *Perceptual Motor coordination*. En M. W. Eysenck (Ed.), Blackwell dictionary of cognitive psychology (pp. 262-264). Oxford: Blackwell.
- McPherson, S.L., & Kernodle, M. (2007). Mapping two new points on the tennis expertise continuum: Tactical skills of adult advanced beginners and entry-level professionals during competition. *Journal of Sports Sciences*, 25(8), 945-959.

- McPherson, S.L., & Vickers, J.N. (2004). Cognitive control in motor expertise. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 2(3),274-300.
- McRobert, A.P., Williams, A.M., Ward, P., & Eccles, D.W. (2009). Tracing the process of expertise in a simulated anticipation task. *Ergonomics*, 52(4), 474-483.
- Merchant, J., Morrissette, R., & Porterfield, J.L. (1974). Remote measurement of eye direction allowing subject motion over one cubic foot of space. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 21(4), 309-17.
- Mermier, C., Janot, J., Parker, D., & Swan, J.G. (2000). Physiological and anthropometric determinants of sport climbing performance. *British Journal of Sports Medicine*, 34(5), 359-365.
- Metrovision. (2014). *Electrodes for visual eletropsysiology*. Recuperado de <http://www.metrovision.fr>
- Millslagle, D.G. (1988). Visual perception, recognition, recall and mode of visual search control in basketball involving novice and experienced basketball players. *Journal of Sport Behavior*, 9(1), 18-32.
- Milner, A.D., & Goodale, M.A. (1995). *Visual Brain in action*. Oxford: Oxford University.
- Mohammadi, M.R., & Raie, A. (2013a). Pose-invariant eye gaze estimation using geometrical features of iris and pupil images. *Journal of Information Systems and Telecommunication*, 1(3), 143-153.
- Mohammadi, M.R., & Raie, A. (2013b). Selection of Unique Gaze Direction Based on Pupil Position. *IET Computer Vision*, 7(4), 238-245.
- Morenas, J., Luis, V., Leyton, M., Gómez-Valadés, J.M., & Gómez, J.S. (2013). Description of the finger mechanical load of climbers of different levels during

- different hand grips in sport climbing. *Journal of Sports Sciences*, 31(15), 1713-1721.
- Moreno, F.J., Ávila, F., & Damas, J.S. (2001). El papel de la motilidad ocular extrínseca en el deporte. Aplicación a los deportes abiertos. *Motricidad*, 7, 75-94.
- Moreno, F.J., Reina, R., Luis, V., Damas, J.S., & Sabido, R. (2003). Desarrollo de un sistema tecnológico para el registro del comportamiento de jugadores de tenis y tenis en silla de ruedas en situaciones de respuesta de reacción. *Motricidad*, 10, 165-190.
- Navia, J.A. (2013). *Estrategias visuales y motrices de los porteros expertos de fútbol sala en tareas de intercepción bajo presión temporal y espacial*. Tesis Doctoral no publicada. Universidad Politécnica de Madrid, Madrid.
- Navia, J.A., Ruíz, L.M., Avilés, C., Graupera, J.L., & van der Kamp, J. (2010). La mirada de los porteros de fútbol-sala ante diferentes tipos de respuesta motriz. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 9(33), 269-281.
- Neisser, U. (1967). *Cognitive Psychology*. New York: Appleton-Century.
- Neumann, O. (1990). *Visual attention and action*. En O. Neumann & W. Prinz (Eds.), Relationships between perception and actions: Current approaches. Berlin: Springer Verlag.
- Nevill, A.M. (1996). Validity and measurement agreement in sports performance. *Journal of Sports Sciences*, 14(3), 199.
- Nevill, A.M. & Atkinson, G. (1997). Assessing agreement between measurements recorded on a ratio scale in sports medicine and sports science. *British Journal of Sports Medicine*, 31(4), 314-318.
- New Zealand Brain Research Limited. (2013). *Eye tracking equipment*. Recuperado de <http://www.nzbri.org/research/labs/eyelab/equipment.php>

- Newell, A. (1990). *Unified theories of cognition*. Cambridge: Harvard University Press.
- Newell, K.M., & McDonald, P.V. (1994). *Learning to coordinate redundant biomechanical degrees of freedom*. En S. Swinnen, H. Heuer, J. Massion, & P. Caesaer (Eds.), *Interlimb coordination: Neural, dynamical, and cognitive constraints* (pp. 517-531). New York: Academic Press.
- Newell, A., & Simon, H.A. (1976). Computer science as empirical inquiry: Symbols and search. *Communications of the ACM*, 19(3), 113-126.
- Nieuwenhuys, A., Pijpers, J.R., Oudejans, R.R.D., & Bakker, F.C. (2008). The influence of anxiety on visual attention in climbing. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 30(2), 171-185.
- Nisbett, R.E., & Wilson, T.D. (1977). Telling more than we can know: verbal reports on mental processes. *Psychological Review*, 84(3), 231-259.
- Nougier, V., & Rossi, B. (1999). The development of expertise in the orienting of attention. *International Journal of Sport Psychology*, 30(2), 246-260.
- Nougier, V., Stein, J.F., & Bonnel, A.M. (1991). Information processing in sport and "orienting of attention". *International Journal of Sport Psychology*, 22(3-4), 307-327.
- NUI Group. (2009). *Spectral Analysis of IR LEDs and Filters*. Recuperado de <http://nuigroup.com/forums/viewthread/6458/>
- Oña, A., Martínez, M., Moreno, F., & Ruiz, L.M. (1999). *Control y aprendizaje motor*. Madrid: Síntesis.
- Ostrowski, M.L., Espana-Romero, V., Jensen, R.L., Sanchez, X., Szekely, J.E., & Watts, P.B. (2011). Effects of rock climbing route ascent and route familiarity on

- handgrip and finger-curl force. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(5), 657.
- Ottenbacher, K.J., & Tomchek, S.D. (1994). Measurement variation in method comparison studies: an empirical examination. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(5), 505-512.
- Oudejans, R.R.D., Koedijker, J.M., Bleijendaal, I., & Bakker, F.C. (2005). The education of attention in aiming at a far target: Training Visual control in basketball jump shooting. *International Journal of Sport Psychology*, 3(2), 197-221.
- Panchuk, D., & Vickers, J.N. (2006). Gaze behaviors of goaltenders under spatial-temporal constraints. *Human Movement Science*, 25(6), 733-752.
- Pelisson, D., Prablanc, C., Goodale, M.A., & Jeannerod, M. (1986). Visual control of reaching movements without vision of the limb. *Experimental Brain Research*, 62(2), 303-311.
- Pereda, S. (1987). *Psicología Experimental*. Madrid: Pirámide.
- Pezzulo, G., Barca, L., Bocconi, A.L. & Borghi, A.M. (2010). When affordances climb into your mind: Advantages of motor simulation in a memory task performed by novice and expert rock climbers. *Brain and Cognition*, 73(1), 68-73.
- Pijpers, J.R., Oudejans R.R. & Bakker, F.C. (2007). Changes in the perception of action possibilities while climbing to fatigue on a climbing wall. *Journal of Sports Sciences*, 25(1), 97-110.
- Piras, A., & Vickers, J. (2011). The effect of fixation transitions on quiet eye duration and performance in the soccer penalty kick: instep versus inside kicks. *Cognitive Processing*, 12(3), 245-255.

- Plou, P. (1995). *Visión Deportiva*. Madrid: Centro Internacional de Optometría Internacional.
- Pollen, D.A. (1999). On the neural correlates of visual perception. *Cerebral Cortex*, 9(1), 4-19.
- Posner, M.I., & Raichle, M.E. (1994). *Images in mind*. New York: Scientific American Library.
- Prablanc, C., Pélisson, D., & Goodale, M.A. (1986). Visual control of reaching movements without vision of the limb. I. Role of retinal feedback of target position in guiding the hand. *Experimental Brain Research*, 62(2), 293-302.
- Primelec, D. Florin. (2011). *Eye Tracking System CS681*. Recuperado de <http://www.primelec.ch>
- Quaine, F., & Vigouroux, L. (2004). Maximal resultant four fingertip force and fatigue of the extrinsic muscles of the hand in different sport climbing finger grips. *International Journal of Sports Medicine*, 25(8), 634-637.
- Radlo, S.J., Janelle, C.M., Barba, D.A., & Frehlich, S.G. (2001). Perceptual decision making for baseball pitch recognition: Using P300 latency and amplitude to index attentional processing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 72(1), 22-31.
- Ramanauskas, N. (2006). Calibration of Video-Oculographical Eye-Tracking System. *Electronics and Electrical Engineering*, 8(72), 65-68.
- Ranieri, N., & Gross, M. (2014). *Vision-based Calibration of Parallax Barrier Displays*. En Andrew J. Woods; Nicolas S. Holliman; Gregg E. Favalora (Eds.), *Stereoscopic Displays and Applications XXV*. San Francisco: SPIE Digital Library.
- Rensink, R.A. (2002). Change detection. *Annual Review of Psychology*, 53, 245-277.

- Ryan, W.J., Duchowski, A.T., & Birchfield, S.T. (2008). *Limbus/Pupil Switching For Wearable Eye Tracking Under Variable Lighting Conditions*. En ETRA '08 Proceedings of the 2008 symposium on Eye tracking research & applications (pp. 61-64). New York: ACM.
- Ripoll, H. (1988). Analysis of visual scanning patterns of volleyball players in a problem solving task. *International Journal of Sport Psychology*, 19, 9-25.
- Ripoll, H. (1991). The understanding-acting process in sport: The relationship between the semantic and the sensorimotor visual function. *International Journal of Sport Psychology*, 22(3-4), 221-243.
- Robinson, D.A. (1963). A method of measuring eye movement using a scleral search coil in a magnetic field. *IEEE Transactions of Biomedical Electronics*, 10(4), 137-145.
- Robolab Robotics Laboratory (2014). *Media*. Recuperado de <http://robolab.unex.es>
- Rosch, J.L., & Vogel-Walcutt, J.J. (2012). A review of eye-tracking applications as tools for training. *Cognition, Technology & Work*, 15(3), 313-327.
- Rosenbaum, D. (1991). *Human motor control*. London: Academic Press.
- Roska, B., Molnar, A., & Werblin, F.S. (2006). Parallel Processing in Retinal Ganglion Cells: How Integration of Space-Time Patterns of Excitation and Inhibition Form the Spiking Output. *Journal of Neurophysiology*, 95(6), 3810-3822.
- Rossetti, Y. (1998). Implicit shot-lived motor representations of space in brain damaged and healthy participants. *Consciousness and Cognition*. 7, 520-558.
- Ruch, T.C. (1965). *Vision*. En T.C. Ruch & H.D. Patton (Eds.). Physiology and biophysics. Philadelphia: Saunders.

- Sanchez, X., Lambert, P., Jones, G., & Llewellyn, D.J. (2012). Efficacy of pre-ascent climbing route visual inspection in indoor sport climbing. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(1), 67-72.
- Sarmandal, P., Bailey, S.M., & Grant, J.M. (1989) A comparison of three methods of assessing interobserver variation applied to ultrasonic fetal measurement in the third trimester. *British Journal of Obstetrics and Gynaecology*, 96(11), 1261-1265.
- Särndall, C.E., Swensson, B., & Wretman, J. (1992). *Model assisted survey sampling. Springer series in statistics*. New York: Springer-Verlag.
- Savelsbergh, G.J.P., Williams, A.M., van der Kamp, J., & Ward, P. (2002). Visual search, anticipation and expertise in soccer goalkeepers. *Journal of Sport Sciences*, 20(3), 279-287.
- Schmidt, R.A. (1988). *Motor control and learning*. Champaign: Human Kinetics.
- Schmidt, R.A., & Lee, T.D. (2005). *Motor control and learning: A behavioral emphasis* (4th ed.). Champaign: Human Kinetics.
- Schmidt, R.A., & Wrisberg, C.A. (2004). *Motor Learning and performance* (3rd Edition). Champaign :Human Kinetics.
- Schmidt, R.A., & Zambambieri, D. (1991). *Oculomotor control and cognitive processes* (pp. 229-246). Amsterdam: Elseiver Science.
- Schütz, A.C., Braun, D I., & Gegenfurtner, K.R. (2011). Eye movements and perception: A selective review. *Journal of Vision*, 11(5):9, 1–30.
- Shrout, P.E., & Fleiss, J.L. (1979). Intraclass correlation: Uses in assessing rater reliability. *Psychological Bulletin*, 86(2), 420-428.

- Smyth, M.M., & Waller, A. (1998). Movement imagery in rock climbing: Patterns of interference from visual, spatial and kinaesthetic secondary tasks. *Applied Cognitive Psychology*, 12(2), 145-157.
- Smythies, J. (1997). The biochemical basis of synaptic plasticity and neurocomputation: a new theory. Proceedings. *Biological Sciences*, 264(1381),575-579.
- Solem, J. (2012). *Programming Computer Vision with Python*. EE.UU.: O'reilly.
- Solso, R.L. (1995). Images of mind: A window to the brain. *Behavioral and Brain Sciences*, 18(2), 371-371.
- Souriau, P. (1983). *The Aesthetics of Movement*. Amherst: University of Massachusetts Press.
- Spakov, O. (2005). *EyeChess: the tutoring game with visual attentive interface*. En Alternative Access: Feelings and Games 2005 (pp. 81-86). Finland: University of Tampere.
- SR Research Ltd. (2013). *EyeLink II Technical Specifications*. Recuperado de http://www.sr-research.com/pdf/elII_table.pdf
- Stack Exchange (2013). *OpenCV - Detecting Body Parts with Fixed Camera, Known Background, and Only 1 Human*. Recuperado de <http://stackoverflow.com/questions/17356071/opencv-detecting-body-parts-with-fixed-camera-known-background-and-only-1-hu>
- Stack Exchange (2014). *What's the minimum lag detectable by a human?*. Recuperado de <http://stackoverflow.com/questions/6880856/whats-the-minimum-lag-detectable-by-a-human>
- Starkes, J.L., Edwards, P., Dissayanake, P., & Dunn, T. (1995). A new technology and field test of advance cue usage in volleyball. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 66(2), 162-167.

- Starkes, J.L., & Lindley, S. (1994). Can we hasten expertise by video simulations? *Quest*, 46(2), 211-222.
- Steier, D., & Mitchell, T. (1996). *Mind Matters: A Tribute to Allen Newell*. Erlbaum: Taylor & Francis.
- Sternberg, R.J. (2006). The nature of Creativity. *Creativity Research Journal*, 18(1), 87-98.
- Stroyan, K., & Nawrot, M. (2012). Visual depth from motion parallax and eye pursuit. *Journal of Mathematical Biology*, 64(7), 1157-1188.
- Surakka, V., Illi, M., & Isokoski, P. (2004). Gazing and frowning as a new human-computer interaction technique. *ACM Transactions on Applied Perception*, 1(1), 40-56.
- Taylor, J.L., & McCloskey, D.I. (1990). Triggering of preprogrammed movements as reactions to masked stimuli. *Journal of Neurophysiology*. 63(3), 439-446.
- Thibodeau, G.A., & Patton, K.T. (1995). *Anatomía y fisiología. Estructura y función del cuerpo humano*. Madrid: Mosby/Doyma.
- Tobii Technology. (2013). *Portable lab - Tobii X2-30 Eye Tracker*. Recuperado de <http://www.tobii.com>
- Tomaszewski, P., Gajewski, J., & Lewandowska, J. (2011). Somatic Profile of Competitive Sport Climbers. *Journal of Human Kinetics*, 29, 107-113.
- Tononi, G., & Edelman, G.M. (1998). Consciousness and complexity. *Science*, 282(5395), 1846-1851.
- Tong, F. (2003). Primary visual cortex and visual awareness. *Cognitive Neuoscience*, 4(3), 219-229.

- Treisman, A. (1988). Features and objects: Fourteenth Barlett Memorial Lecture. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 40(2), 201-237.
- Treisman, A. (1999). Solutions to the binding problem. *Neuron*, 24, 105-110.
- Turvey, M.T. (1990). Coordination. *American Psychologist*, 45(8), 938-953.
- van der Geest J.N., & Frens M.A. (2001). Recording eye movements with video-oculography and scleral search coils: a direct comparison of two methods. *Journal of Neuroscience Methods*, 114(2), 118-195.
- Vickers, J.N. (1988). Knowledge structures of expert-novice gymnasts. *Human Movement Science*, 7(1), 47-72.
- Vickers, J.N. (1992). Gaze control in putting. *Perception*, 21(1), 117-132.
- Vickers, J.N. (1996). Visual control when aiming at a far target. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 22(2), 342-354.
- Vickers, J.N. (2004). The quiet eye: It's the difference between a good putter and a poor one. *Golf Digest*, 55, 96-101.
- Vickers, J.N. (2007). *Perception, Cognition and Decision Training: The quiet eye in action*. EE.UU.: Human Kinetics.
- Vickers, J.N., & Adolphe, R.M. (1997). Gaze behaviour during a ball tracking and aiming skill. *International Journal of Sports Vision*, 4(1), 18-21.
- Vickers, J.N., Rodrigues, S.T., & Edworthy, G. (2000). Quiet eye and accuracy in the dart throw. *International Journal of Sports Vision*, 6, 30-36.

- Vickers, J.N., & Williams, A.M. (2007). Performing under pressure: The interactive effects of physiological arousal, cognitive anxiety, and gaze control in elite biathlon shooters. *Journal of Motor Behavior*, 39(5), 381-394.
- Vigouroux, L., Quaine, F., Labarre-Vila, A., & Moutet, F. (2006). Estimation of finger muscle tendon tensions and pulley forces during specific sport-climbing grip techniques. *Journal of Biomechanics*, 39(14), 2583-2592.
- Villanueva, A., & Cabeza, R. (2008). Evaluation of Corneal Refraction in a Model of a Gaze Tracking System. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(12), 2812-2822.
- Volkman, F.C., Riggs, L.A., & Moore, R.K. (1980). Eyeblinks and visual suppression. *Science*, 207(4433), 900-902.
- Wang, J.G., Sung, E., & Venkateswarlu, R. (2005). Estimating the eye gaze from one eye. *Computer Vision and Image Understanding*. 98(1), 83-103.
- Ward Electro-Optics Inc. (2013). *An eye on the future*. Recuperado de <http://www.fourward.com>
- Watts, P.B. (2004). Physiology of difficult rock climbing. *European Journal of Applied Physiology*. 91(4), 361-372.
- Watts, P.B., Joubert, L., Lish, A., Mast, J.D., & Wilkins, B. (2003). Anthropometry of young competitive sport rock climbers. *British Journal of Sports Medicine*, 37(5), 420-424.
- Werblin, F., & Roska, B. (2007). The movies in our eyes. *Scientific American*, 296(4), 72-79.
- Werner, S., & Thies, B. (2000). Is "change blindness" attenuated by domain-specific expertise? An expert-novices comparison of change detection in football images. *Visual Cognition*, 7(1-3), 163-173.

- Williams, A.M., Davids, K., Burwitz, L., & Williams, J.G. (1992). Perception and action in sport. *Journal of Human Movement Studies*, 22, 147-205.
- Williams, A.M., Davids, K., Burwitz, L., & Williams, J.G. (1994). Visual search strategies in experienced and inexperienced soccer players. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 65(2), 127-135.
- Williams, A.M., Davis, K., & Williams, J.G. (1999). *Visual perception in action in sports*. London: E&FN Spon.
- Williams, A.M., & Ericsson, K.A. (2005). Perceptual-cognitive expertise in sport: some considerations when applying the expert performance approach. *Human Movement Science*, 24(3), 283-307.
- Williams, A.M., Janelle, C.K., & Davis, K., (2004). Constrains on the search for visual information in sport. *International Journal of Sports Psychology*, 2(3), 301-318.
- Williams, A.M., Singer, R.N., & Frenhilich, S. (2002). Quiet eye duration, expertise, and task complexity in a near and far aiming task. *Journal of Motor Behavior*. 34(2), 197-207.
- Williams, A.M., Vickers, J.N., & Rodrigues, S.T. (2002). The effects of anxiety on visual search, movement kinematics, and performance in table tennis: A test of Eyesenk and Calvo's processing efficiency theory. *Journal of Sport Exercise Science*, 24(4), 438-456.
- Wright, M.J., Bishop, D.T., Jackson, R.C., & Abernethy, B. (2011). Cortical fMRI activation to opponents' body kinematics in sport-related anticipation: expert-novice differences with normal and point-light video. *Neuroscience Letters*, 500(3), 216-221.

- Wright, R.A., & Ward, L.M. (1994). Shifts in visual attention: An historical and methodological overview. *Canadian Journal of Experimental Psychology*, 48(2), 151-166.
- Williams, A.M., Ward, P., Smeeton, N.J., & Allen, D. (2004). Developing anticipation skills in tennis using on-court instruction: Perception versus perception and action. *Journal of Applied Sport Psychology*, 16(4), 350-360.
- Wong-Riley, M.T.T., Hevner, R.F., Cutlan, R., Earnest, M., Egan, R., Frost, J., & Nguyen, T. (1993). Cytichrome oxidase in the human visual cortex: Distribution in the developing and the adult brain. *Visual Neuroscience*, 10(1), 41-58.
- Xu, W., & Lee, E. (2013). Eye Detection and Tracking Using Rectangle Features and Integrated Eye Tracker by Web Camera. *International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering*, 8(4), 25-34.
- Yarbus A.L. (1967). *Eye Movements and Vision*. New York: Plenum Press.
- Yoo, D.H., & Chung, M.J. (2004). *Non-intrusive eye gaze estimation without knowledge of eye pose*. En Sixth IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition (pp. 785-790). Seul: IEEE computer society.
- Young, L.R., & Sheena, D. (1975). Survey of Eye Movement Recording Methods. *Behavior Research Methods and Instrumentation*, 7(5), 397-429.
- Zangemeister, W.H., & Stark, L. (1982). Gaze latency: variable interactions of head and eye latency. *Experimental Neurology*, 75(2), 389-406.
- Zelinsky, G.J., Rao, R.P.N., Hayhoe, M.M., & Ballard, D.H. (1997). Eye movements reveal the spatialtemporal dynamics of visual search. *Psychological Science*, 8(6), 448-453.

Zhu, J., & Yang, J. (2002). *Subpixel eye gaze tracking*. En Proceedings of Fifth IEEE International Conference on Automatic Face and Gesture Recognition (pp. 124-129). Washington: IEEE Computer Society.

Zhu, Z., & Ji, Q. (2005). Robust real-time eye detection and tracking under variable lighting conditions and various face orientations. *Computer Vision and Image Understanding*, 98(1), 124-154.



01
02
03
04
05
06
07
08
09

10 CAPÍTULO

ANEXOS

ANEXO I. Hoja informativa sobre la investigación.



UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA
FACULTAD DE CIENCIAS DEL DEPORTE
Laboratorio de Control y Aprendizaje Motor



INFORMACIÓN SOBRE LA INVESTIGACIÓN

A continuación se explica brevemente las instrucciones para participar en la investigación a la que usted se ha presentado de forma voluntaria.

1. Deberá presentarse el día convocado a la hora indicada en el Laboratorio de Control Motor de la Facultad de Ciencias del Deporte de la UNEX.
2. Deberá llevar únicamente sus propios pies de gato para la realización de la prueba, así como ropa cómoda para realizar la tarea de escalada.
3. Deberá asistir descansado y sin haber entrenado el día anterior.
4. El día de la medición los pasos a seguir serán los siguientes:
 - a. Entrar en la zona de aislamiento.
 - b. Completar el formulario entregado.
 - c. Medición de datos antropométricos (Peso, altura y envergadura).
 - d. Calentamiento.
 - e. Medición de la fuerza de dedos específico.
 - f. Paso a la zona del rocódromo.
 - g. Colocación y calibración del sistema de registro ocular.
 - h. Visualización de la ruta.
 - i. Realización de la ruta.
 - j. Fin de la medición.
5. Vuelta a la zona de aislamiento a recoger su material personal.
6. Salida del laboratorio.

ANEXO II. Consentimiento informado



**UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA
FACULTAD DE CIENCIAS DEL DEPORTE
Laboratorio de Control y Aprendizaje Motor**



CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPANTES DE INVESTIGACIÓN

El propósito de esta ficha de consentimiento es proveer a los participantes en esta investigación con una clara explicación de la naturaleza de la misma, así como de su rol en ella como participantes.

La presente investigación es conducida por Jesús Morenas Martín, de la Universidad de Extremadura. La meta de este estudio es evaluar las estrategias de búsqueda visual en escaladores de nivel alto e intermedio.

Si usted accede a participar en este estudio, se le pedirá completar una encuesta, en la que se le formularán preguntas sobre su vida deportiva. Esto tomará aproximadamente 10 minutos de su tiempo. También se procederá a la realización de diferentes test antropométricos, así como un test de fuerza dedos. Tras esto, como tarea principal de la investigación, se le pedirá que escale una ruta a vista portando un sistema de seguimiento de la mirada, que le tomarán alrededor de 45 minutos de su tiempo.

La participación en este estudio es estrictamente voluntaria. La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación. Su ejecución será registrada en video, y éstas imágenes sólo serán utilizadas para fines investigadores relacionados con el estudio actual.

Si tiene alguna duda sobre este proyecto, puede hacer preguntas en cualquier momento durante su participación en él. Igualmente, puede retirarse del proyecto en cualquier momento sin que eso lo perjudique en ninguna forma. Si alguna de las preguntas durante la entrevista le parecen incómodas, tiene usted el derecho de hacérselo saber al investigador o de no responderlas.

Desde ya le agradecemos su participación.



**CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPANTES DE
INVESTIGACIÓN**

Yo, _____,
acepto participar voluntariamente en esta investigación, conducida por Jesús Morenas Martín. He sido informado de que la meta de este estudio es evaluar las estrategias de búsqueda visual en escaladores de nivel alto e intermedio.

Me han indicado también que tendré que responder cuestionarios y preguntas en un formulario. También me someteré a unos test antropométricos y uno de fuerza de dedos, así como a la tarea de escalar una ruta a vista portando un sistema de registro ocular.

Reconozco que la información que yo provea en el curso de esta investigación es estrictamente confidencial y no será usada para ningún otro propósito fuera de los de este estudio sin mi consentimiento. He sido informado de que puedo hacer preguntas sobre el proyecto en cualquier momento y que puedo retirarme del mismo cuando así lo decida, sin que esto acarree perjuicio alguno para mi persona.

Entiendo que una copia de esta ficha de consentimiento me será entregada, y que puedo pedir información sobre los resultados de este estudio cuando éste haya concluido.

Nombre del Participante

Firma del Participante

Fecha

ANEXO III. Cuestionario actividad deportiva.



**UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA
FACULTAD DE CIENCIAS DEL DEPORTE
Laboratorio de Control y Aprendizaje Motor**



Los datos del presente formulario serán totalmente confidenciales, y por tanto, utilizados exclusivamente para el fin investigador con el que fueron diseñados.

DATOS PERSONALES:

Nombre y apellidos:.....

Edad:.....

Teléfono de contacto:.....

DATOS DEPORTIVOS:

- ¿Cuántos años lleva escalando? ____
- ¿Cuál ha sido su máximo nivel alcanzado en escalada? ____
- ¿Cuál ha sido su máximo nivel alcanzado en escalada a vista? ____
- ¿Cuál ha sido su máximo nivel alcanzado en escalada en los últimos 3 meses? ____
- ¿Tienes o has tenido alguna lesión que pueda influir en la investigación?
 - No
 - Sí. Indica cual: _____

El equipo investigador agradece sinceramente su participación en el presente trabajo. El abajo firmante:

- Da fe de la veracidad de los datos apuntados en este formulario.
- Ha aceptado participar voluntariamente en el desarrollo del presente estudio.
- Ha conocido explícitamente los objetivos de la investigación.

Ha podido decidir parar en cualquier momento el transcurso de la situación experimental sin ser por ello penalizado o castigado.

Cáceres , a ____ de _____ del 2014.

Fdo.

ANEXO IV. Código del algoritmo de extracción en *Python*.

```
import sys, math

from PySide.QtCore import *
from PySide.QtGui import *

import numpy as np

# Ctrl+c handling
import signal
signal.signal(signal.SIGINT, signal.SIG_DFL)

class Cosa(QMainWindow):
    def __init__(self, filePath=''):
        # Main window
        QMainWindow.__init__(self)
        self.setWindowTitle("Extractor de fijaciones")
        # Time
        self.labelTime = QLabel("periodo (s)", self)
        self.labelTime.move(10,10)
        self.spinboxTime = QDoubleSpinBox(self)
        self.spinboxTime.move(100,10)
        self.spinboxTime.setValue(0.5)
        self.spinboxTime.setSingleStep(0.01)
        # Radius
        self.labelRadius = QLabel("radio (px)", self)
        self.labelRadius.move(10,40)
        self.spinboxRadius = QDoubleSpinBox(self)
        self.spinboxRadius.move(100,40)
        self.spinboxRadius.setValue(0.15)
        self.spinboxRadius.setSingleStep(0.01)
        # CSV
        self.check = QCheckBox("Generate CSV", self)
        self.check.move(20, 80)
        self.check.setMinimumWidth(self.spinboxTime.x()+self.spinboxTime.width()-30)
        # Button
        self.button = QPushButton("ok", self)
        self.button.move(40, 120)
        self.connect(self.button, SIGNAL("clicked()"), self.compute)
        # Text
        self.text = QTextEdit(self)
        self.text.move(self.spinboxTime.x()+self.spinboxTime.width()+10, 10)
        self.text.resize(550, 500)
        # We're done
        self.file_name = "gaze_positions.npy"
        self.resize(self.text.x()+self.text.width()+10,self.text.y()+self.text.height
()+10)
        self.compute()
        if False:
            sys.exit(0)
        self.show()
    def compute(self):
        self.text.clear()
        # Read inputs
        period = self.spinboxTime.value()
        radius = self.spinboxRadius.value()
        try:
            positions = np.load(self.file_name)
        except:
            done = False
```

```

while not done:
    try:
        self.file_name = QFileDialog.getOpenFilename(self, "Open Data File",
            "", "NPY data files (*.npy)") [0]
        print self.file_name
        positions = np.load(self.file_name)
        done = True
    except:
        QMessageBox.warning(self, 'Error', "There was some problem opening
"+self.file_name+'.')
        print 'Period', period
        print 'Radius', radius

if positions.shape[0] == 0:
    return

results = []
ptsp = []
for i in range(positions.shape[0]):
    #print positions[i]
    #continue
    ptsp.append(positions[i])

    if len(ptsp)>1 and ptsp[-1][4]-ptsp[0][4]>=period and
self.distance(ptsp[0][0],ptsp[0][1],ptsp[-1][0],ptsp[-1][1])<=radius:
        pass
    elif len(ptsp)>3 and ptsp[-2][4]-ptsp[0][4]>=period and
self.distance(ptsp[0][0],ptsp[0][1],ptsp[-2][0],ptsp[-2][1])<=radius
        #print 'indices', i-len(ptsp), i-1
        #print 'distance', self.distance(ptsp[0][0],ptsp[0][1],ptsp[-2][0],ptsp[-
2][1])
        #print 'time', ptsp[-2][4]-ptsp[0][4]
        #print '\n'
        results.append(ptsp[0:-1])
        ptsp = [ptsp[-1]]
    else:
        ptsp = self.removeFarPoints(ptsp, period, radius)

print 'fixations', len(results)
i = 1
for r in results:
    meanx = 0
    meany = 0
    for points in r:
        meanx += points[0]
        meany += points[1]
    meanx /= len(points)
    meany /= len(points)
    t = r[-1][4]-r[0][4]
    if self.check.isChecked():
        self.text.append(str(i)+' '+str(meanx)+' '+str(meany)+' '+str(t))
    else:
        self.text.append( str(i)+'\t'+"%0.6f" % (meanx,)+'\t'+"%0.6f" %
(meany,)+'\t'+"%0.4f" % (t,))
    i += 1
def removeFarPoints(self, points, period, radius):
    j = 0
    while j < len(points)-1:
        if self.distance(points[-1][0],points[-1][1],points[j][0],points[j][1])
>radius:
            points = points[j+1:]

```

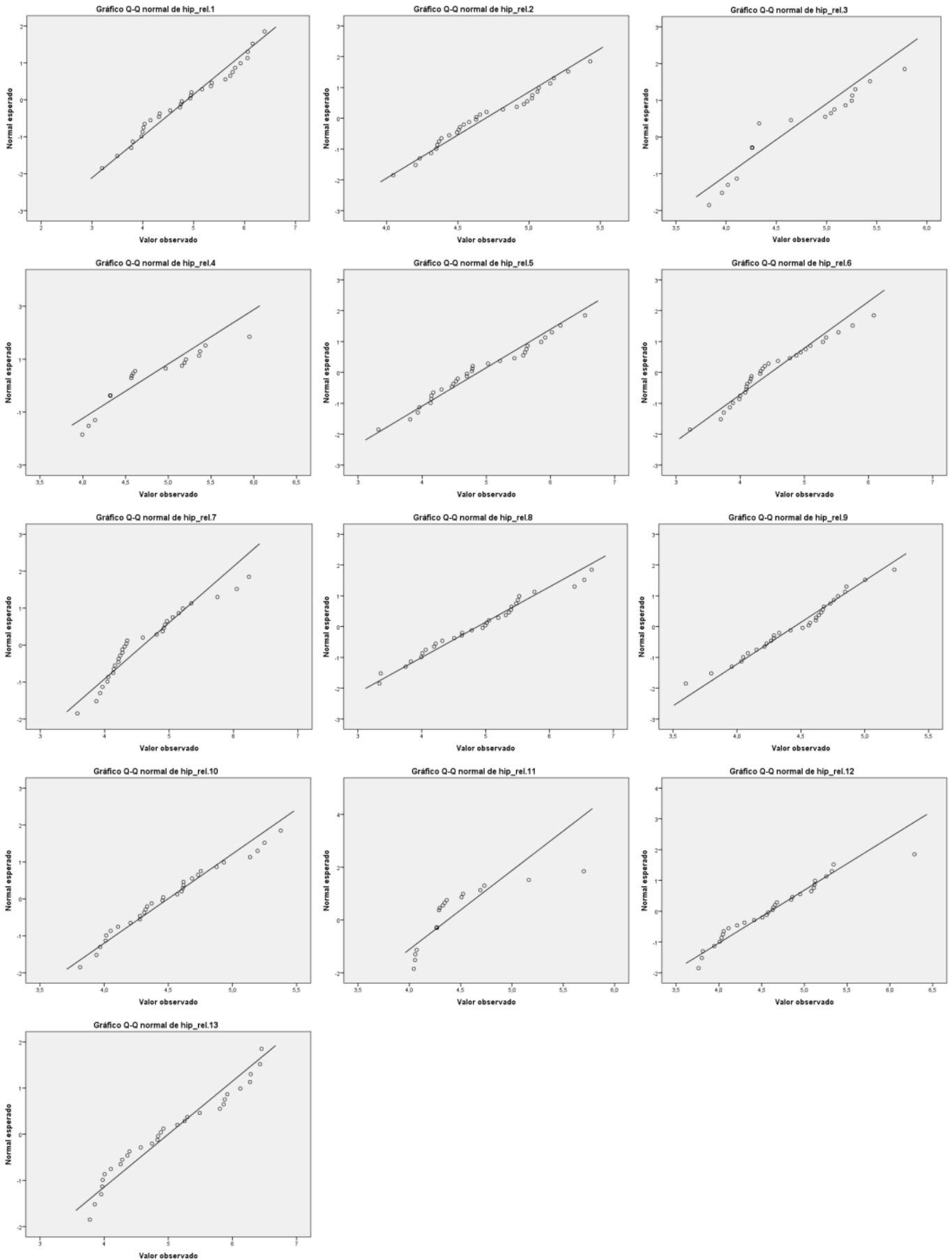


```
        j = 0
    else:
        j += 1
    return points

def distance(self, ax, ay, bx, by):
    return math.sqrt((ax-bx)**2 + (ay-by)**2)

if __name__ == '__main__':
    app = QApplication(sys.argv)
    clase = Cosa()
    clase.show()
    app.exec_()
```

ANEXO V. Gráficos de contraste de la normalidad en los 13 marcadores con 30 participantes.



ANEXO VI. Gráficos de contraste de la normalidad en los 13 marcadores con 5 participantes y prueba de iluminación con 4 condiciones (exterior-alta: EA, exterior-baja: EB, interior-alta: IA, interior-baja: IB).

Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 1 en la condicion experimental EA

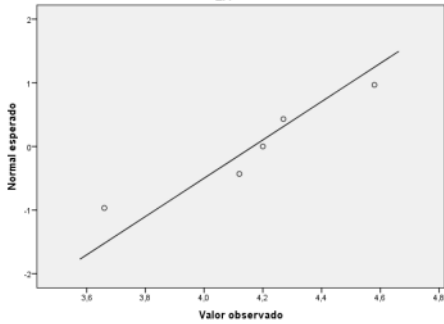


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 2 en la condicion experimental EA

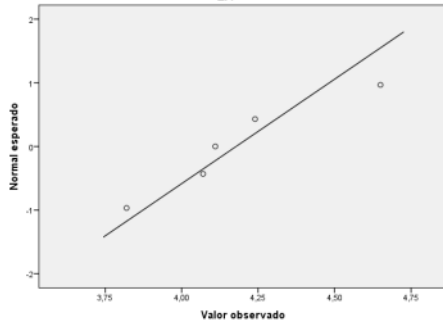


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 3 en la condicion experimental EA

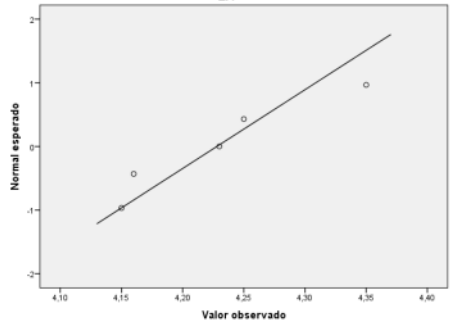


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 4 en la condicion experimental EA

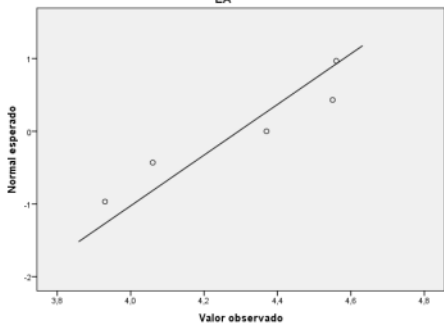


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 5 en la condicion experimental EA

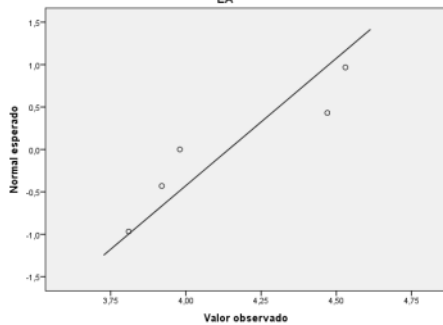


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 6 en la condicion experimental EA

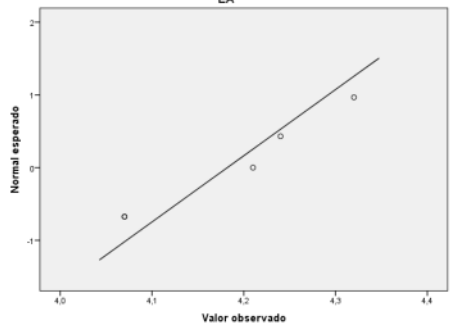


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 7 en la condicion experimental EA

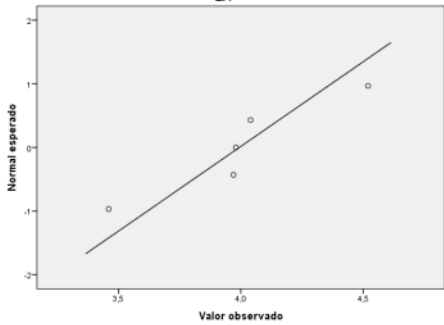


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 8 en la condicion experimental EA

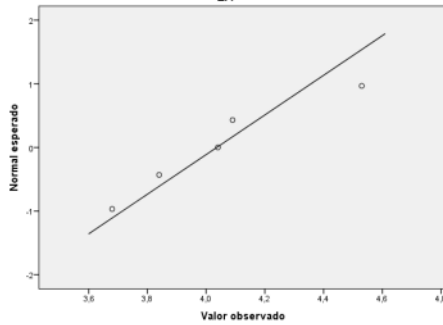


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 9 en la condicion experimental EA

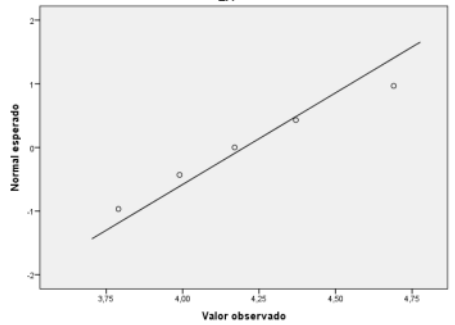


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 10 en la condicion experimental EA

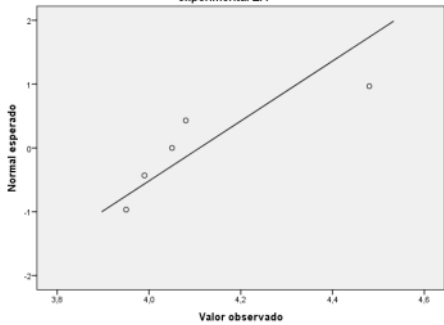


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 11 en la condicion experimental EA

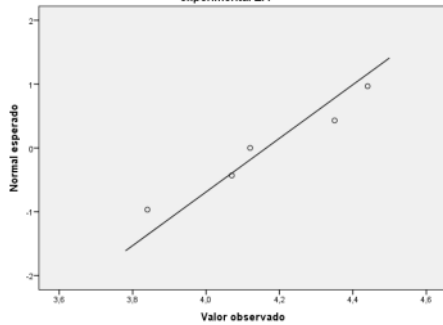
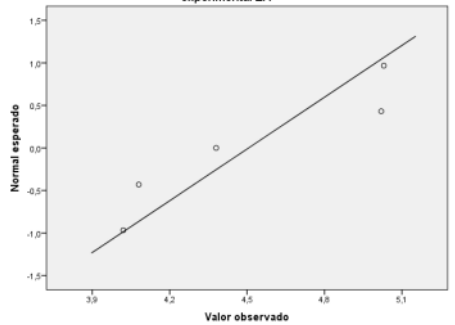


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 12 en la condicion experimental EA



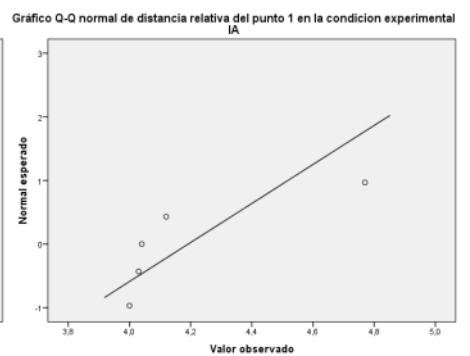
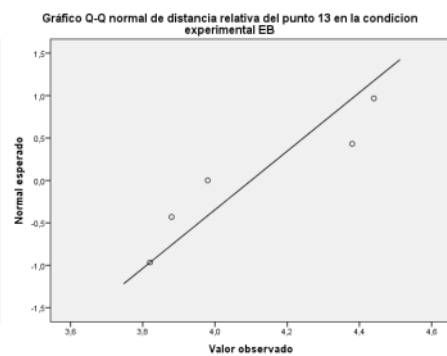
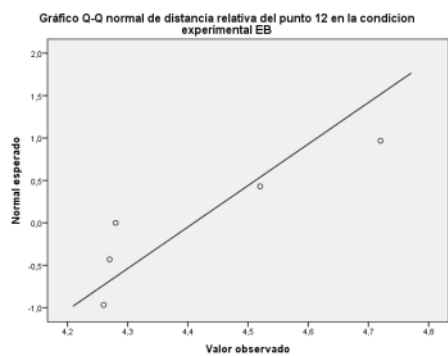
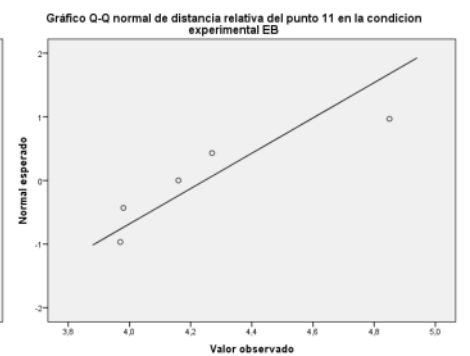
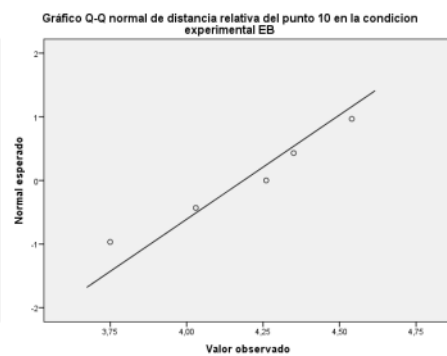
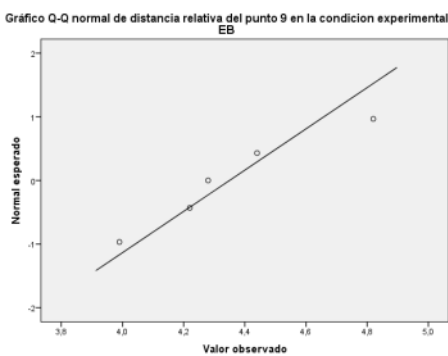
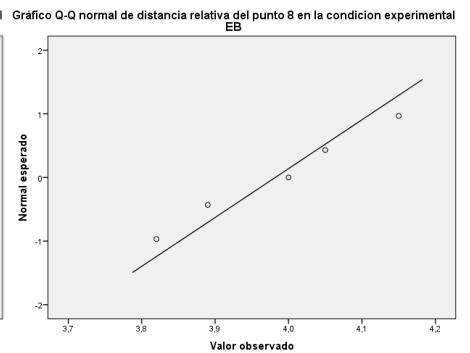
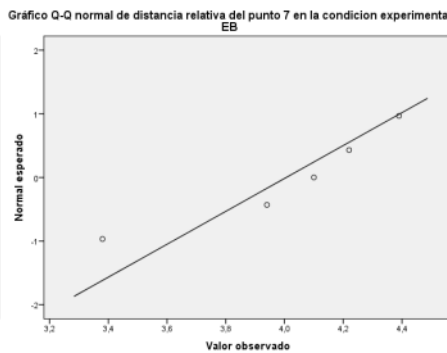
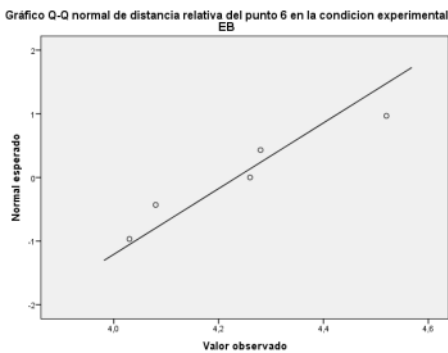
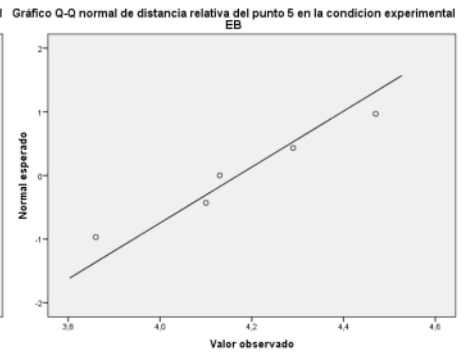
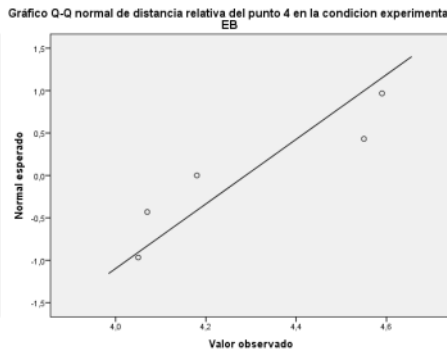
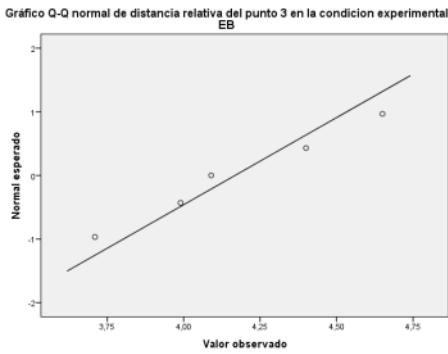
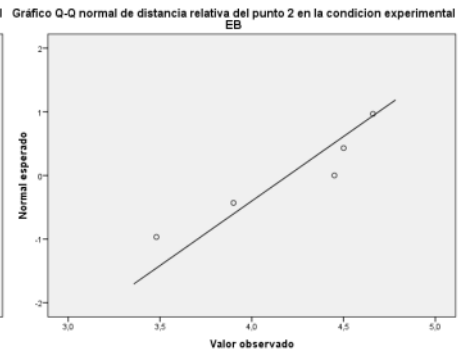
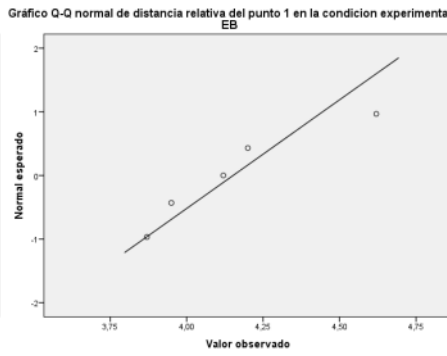
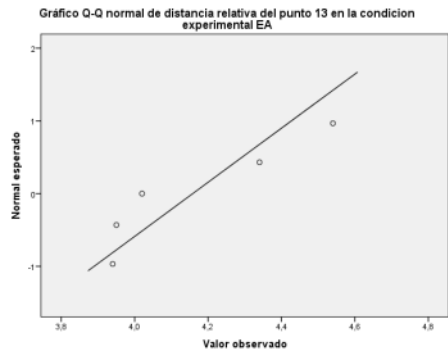


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 2 en la condicion experimental IA

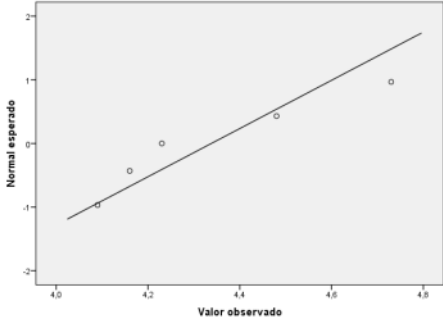


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 3 en la condicion experimental IA

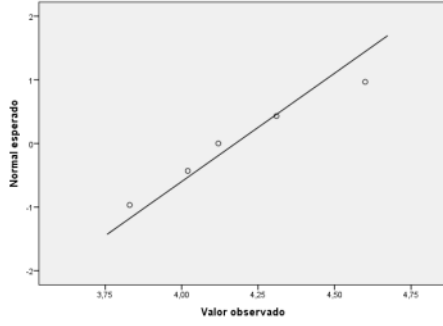


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 4 en la condicion experimental IA

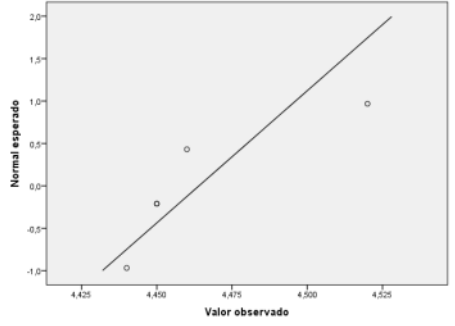


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 5 en la condicion experimental IA

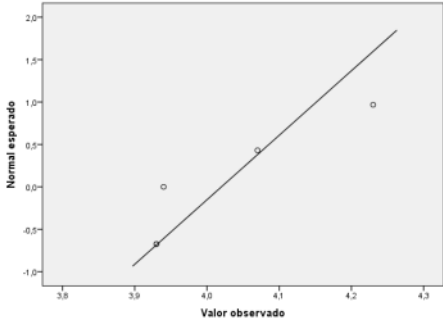


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 6 en la condicion experimental IA

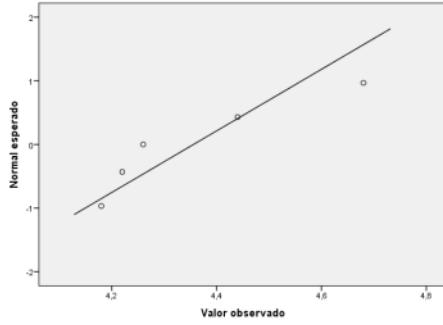


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 7 en la condicion experimental IA

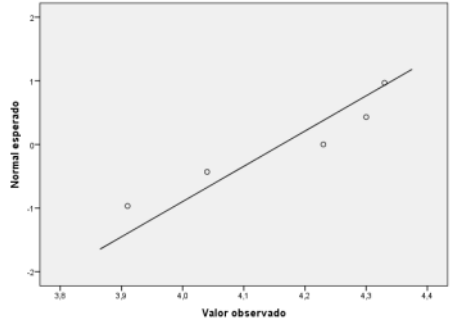


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 8 en la condicion experimental IA

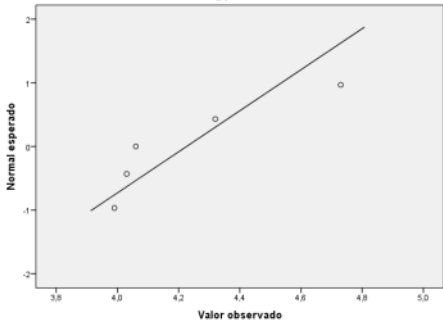


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 9 en la condicion experimental IA

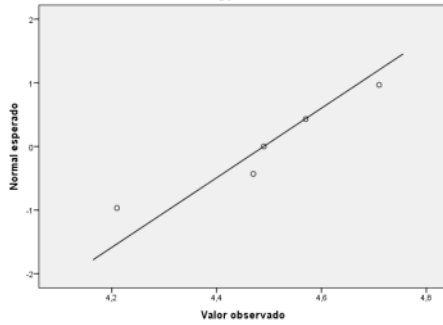


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 10 en la condicion experimental IA

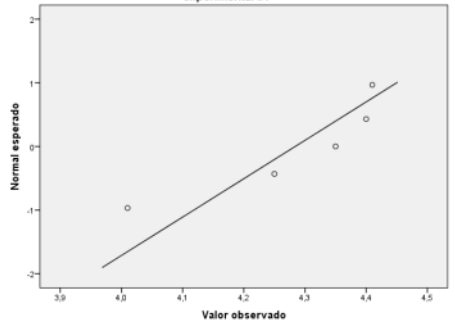


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 11 en la condicion experimental IA

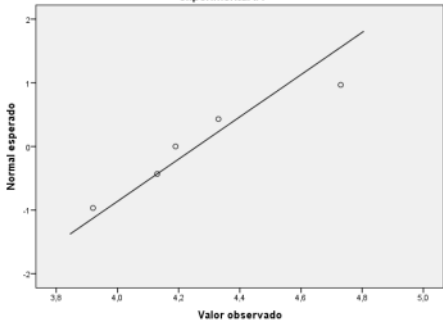


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 12 en la condicion experimental IA

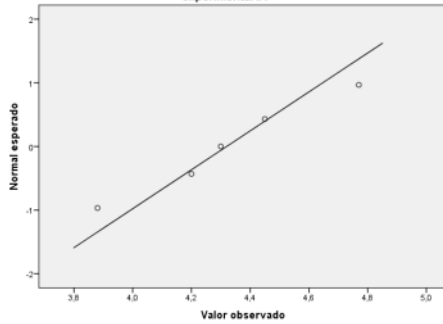


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 13 en la condicion experimental IA

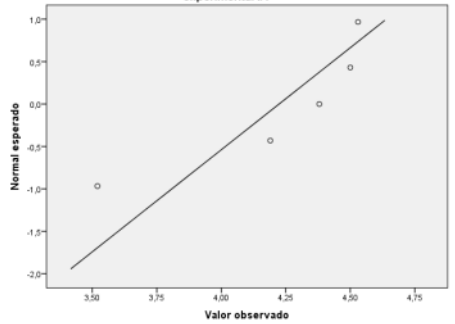


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 1 en la condicion experimental IB

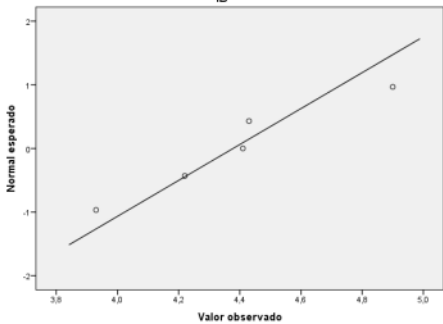


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 2 en la condicion experimental IB

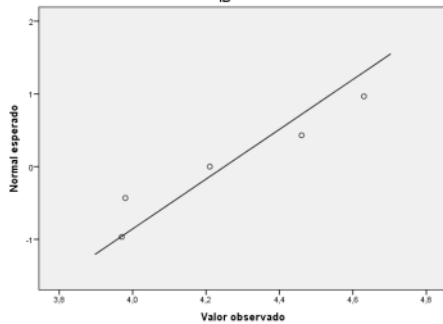


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 3 en la condicion experimental IB

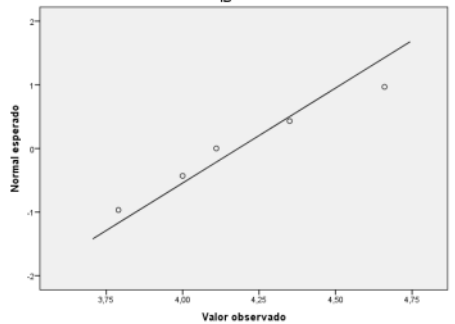


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 4 en la condicion experimental IB

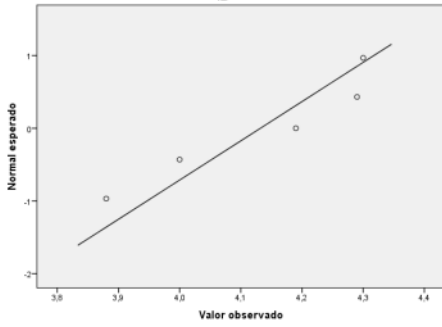


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 5 en la condicion experimental IB

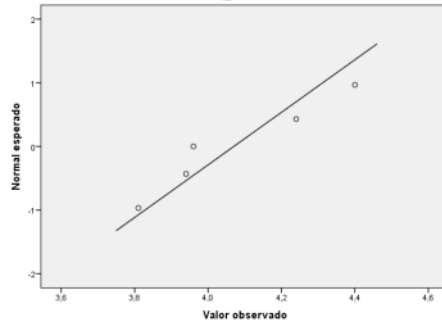


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 6 en la condicion experimental IB

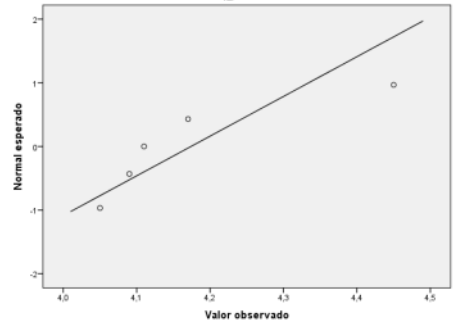


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 7 en la condicion experimental IB

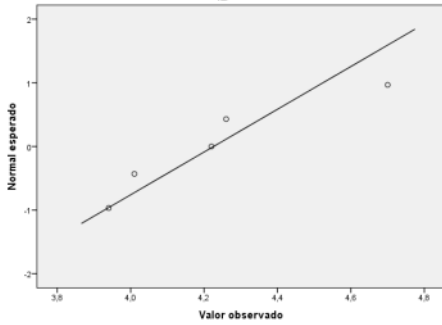


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 8 en la condicion experimental IB

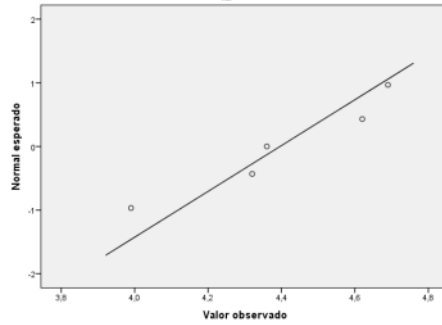


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 9 en la condicion experimental IB

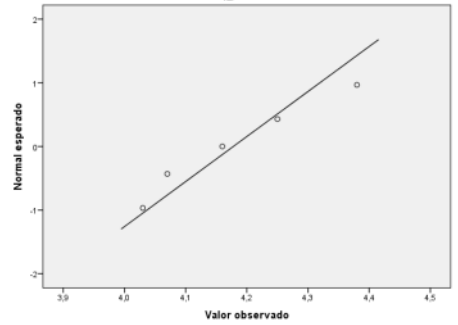


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 10 en la condicion experimental IB

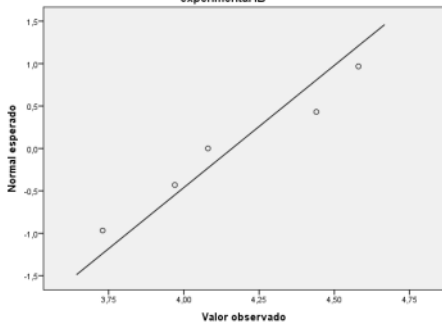


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 11 en la condicion experimental IB

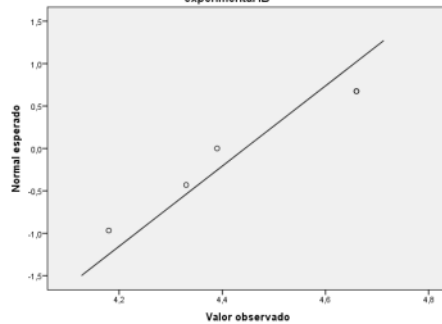


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 12 en la condicion experimental IB

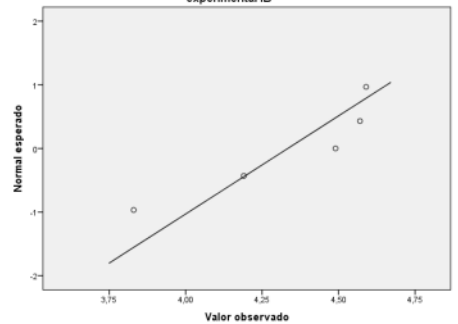
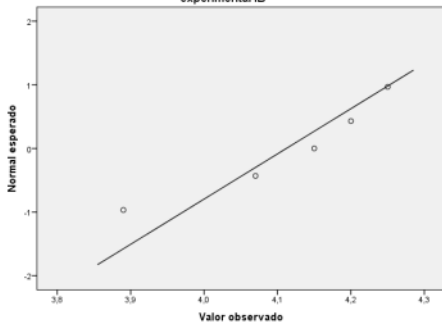
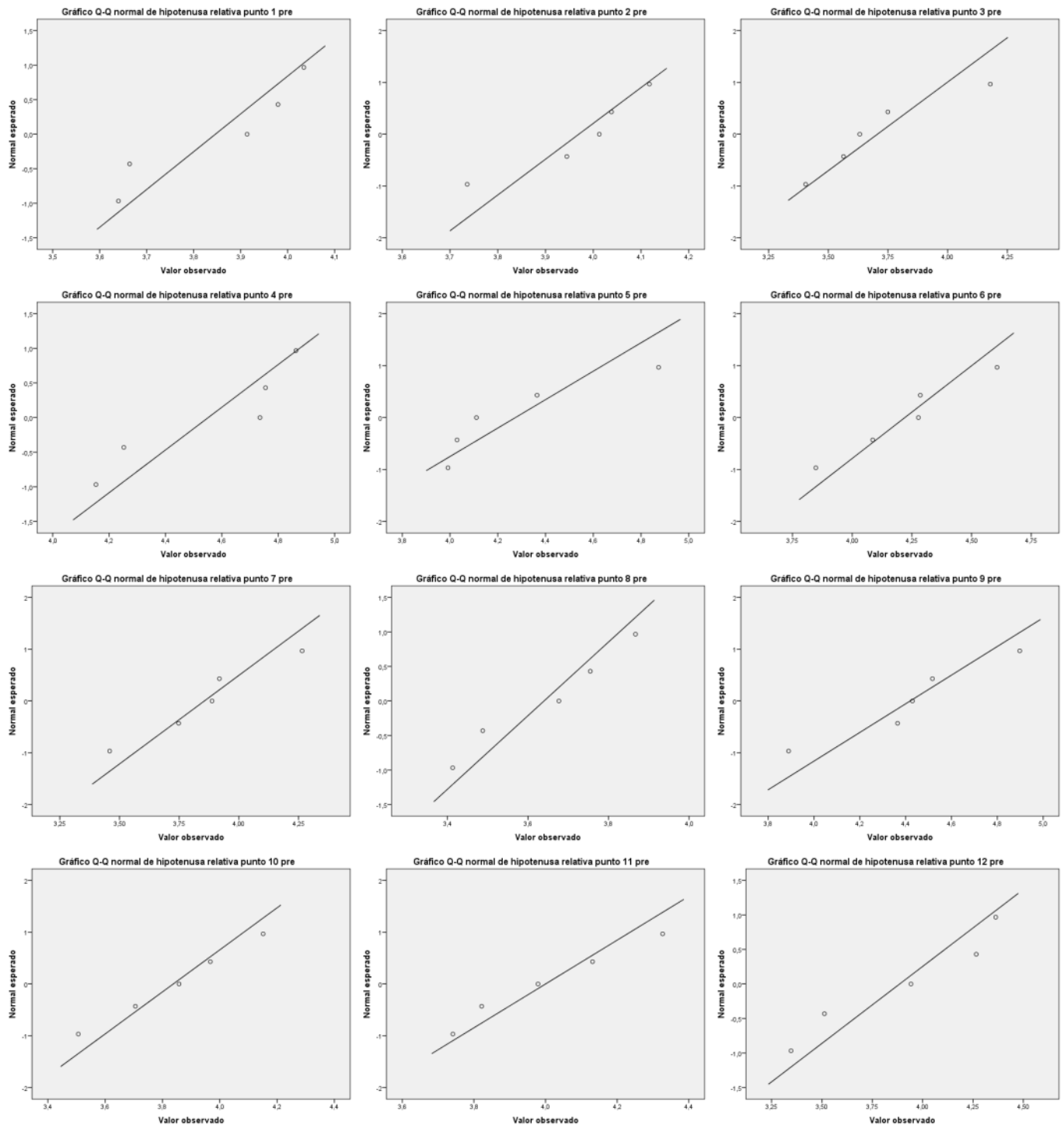
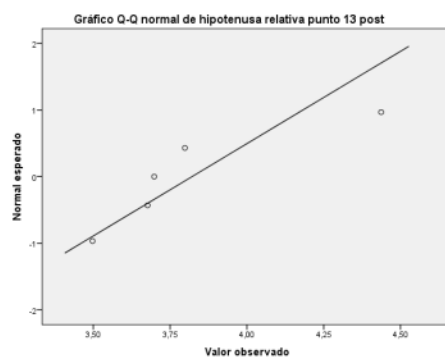
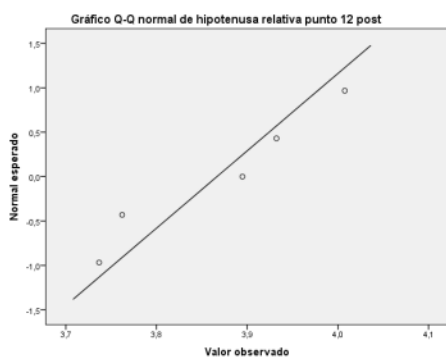
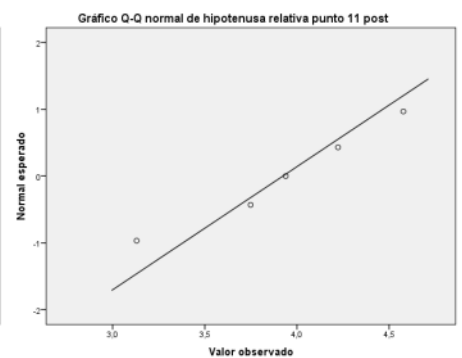
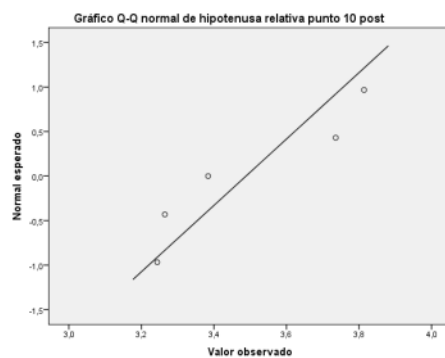
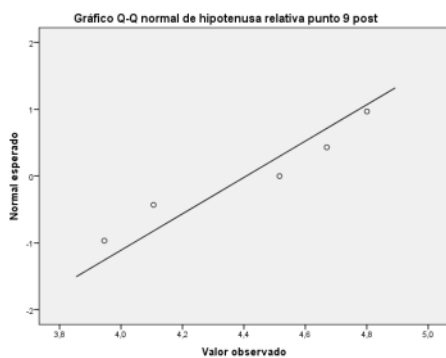
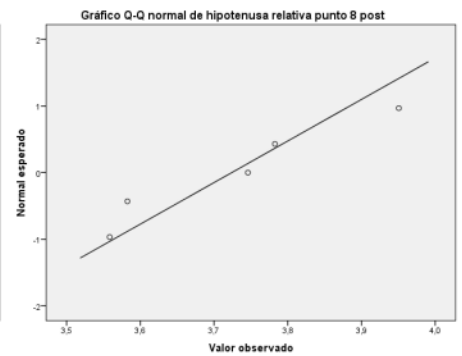
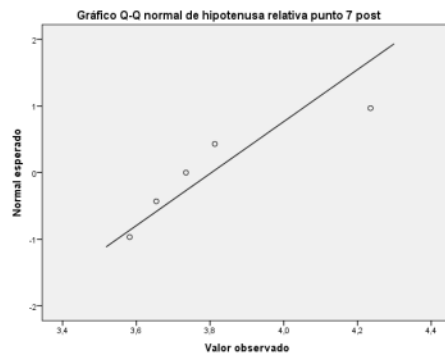
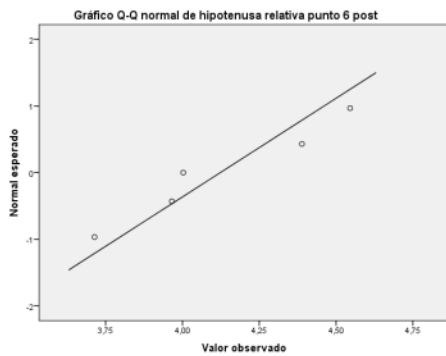
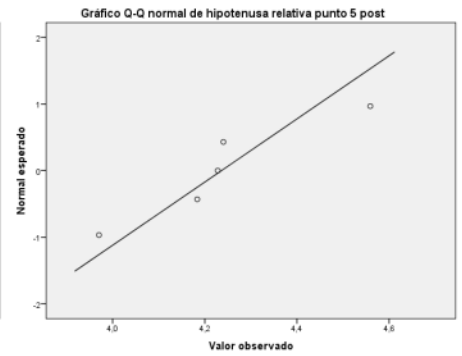
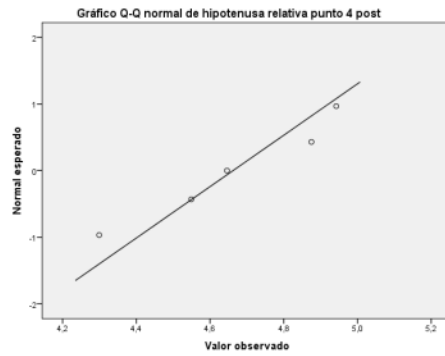
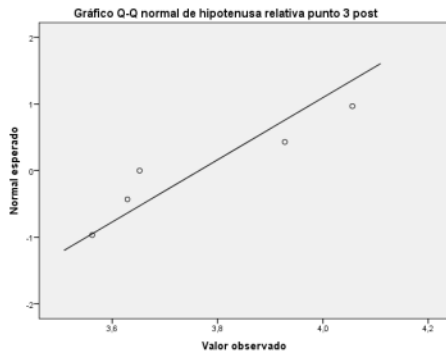
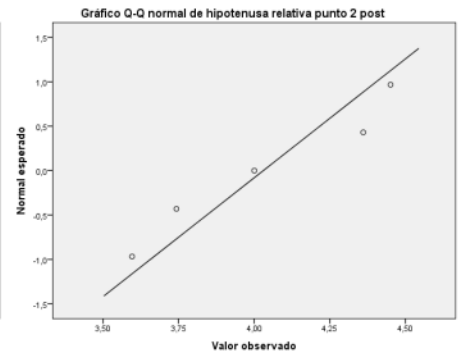
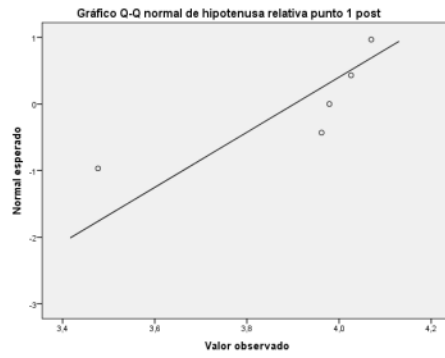
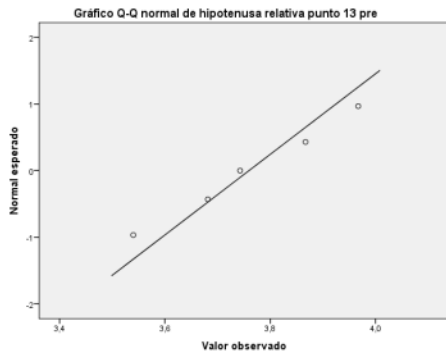


Gráfico Q-Q normal de distancia relativa del punto 13 en la condicion experimental IB



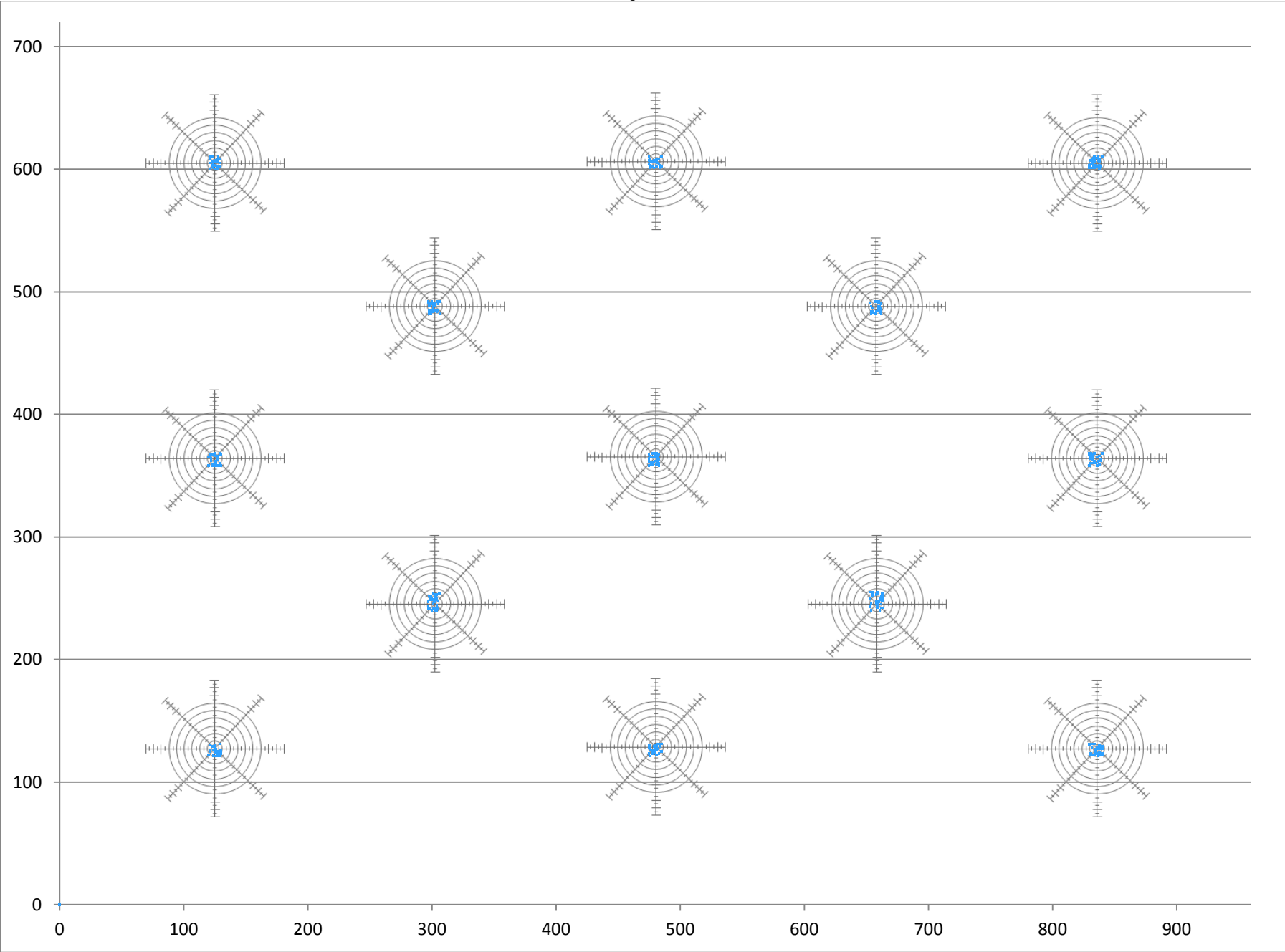
ANEXO VII. Graficos de contraste de la normalidad en los 13 marcadores con 5 participantes y prueba pre-post ejecución de la tarea real de escalada.



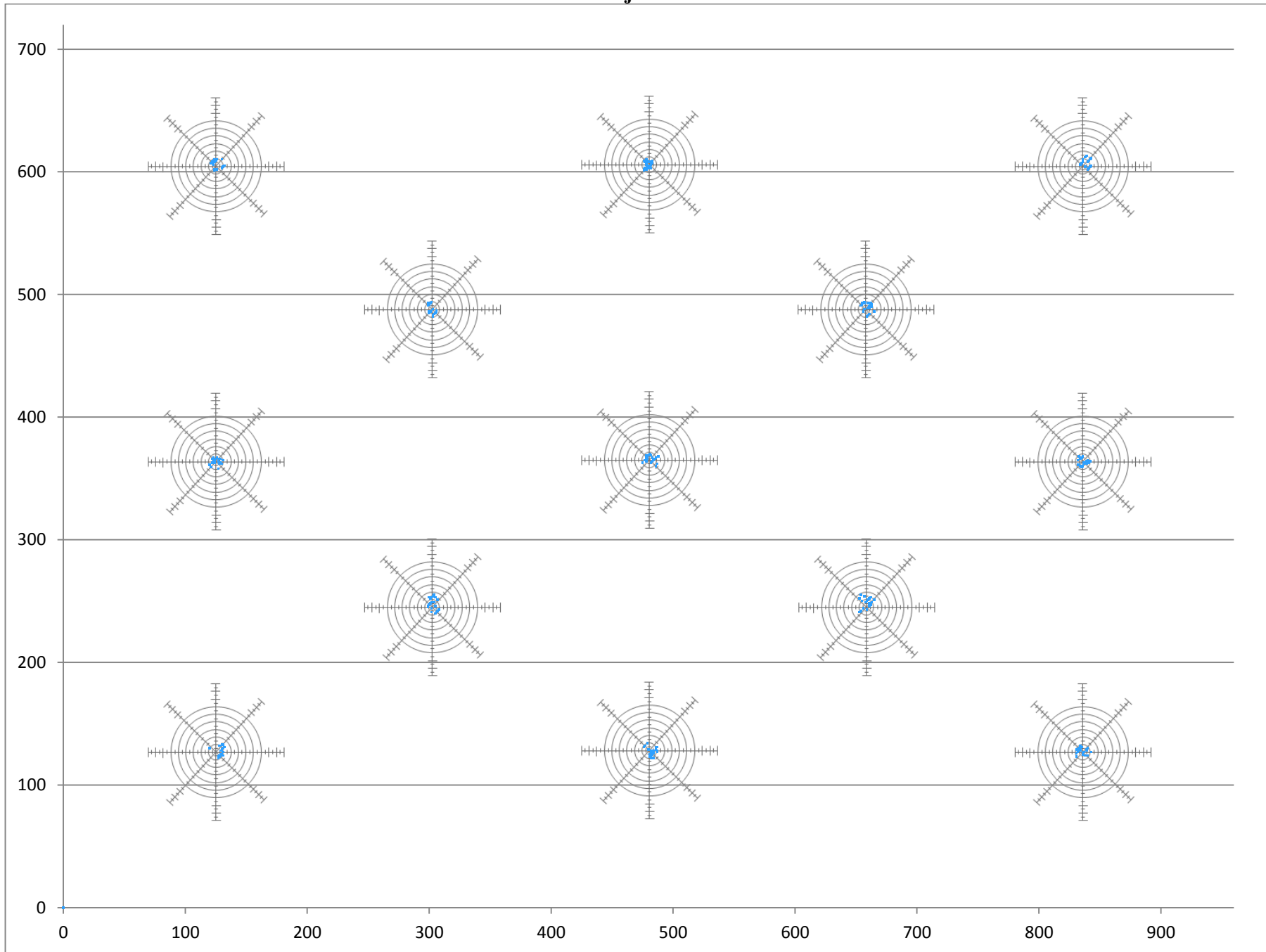


ANEXO VIII. Distancia de separación entre la posición de los 13 marcadores en el espacio y los puntos de fijación de los 30 participantes.

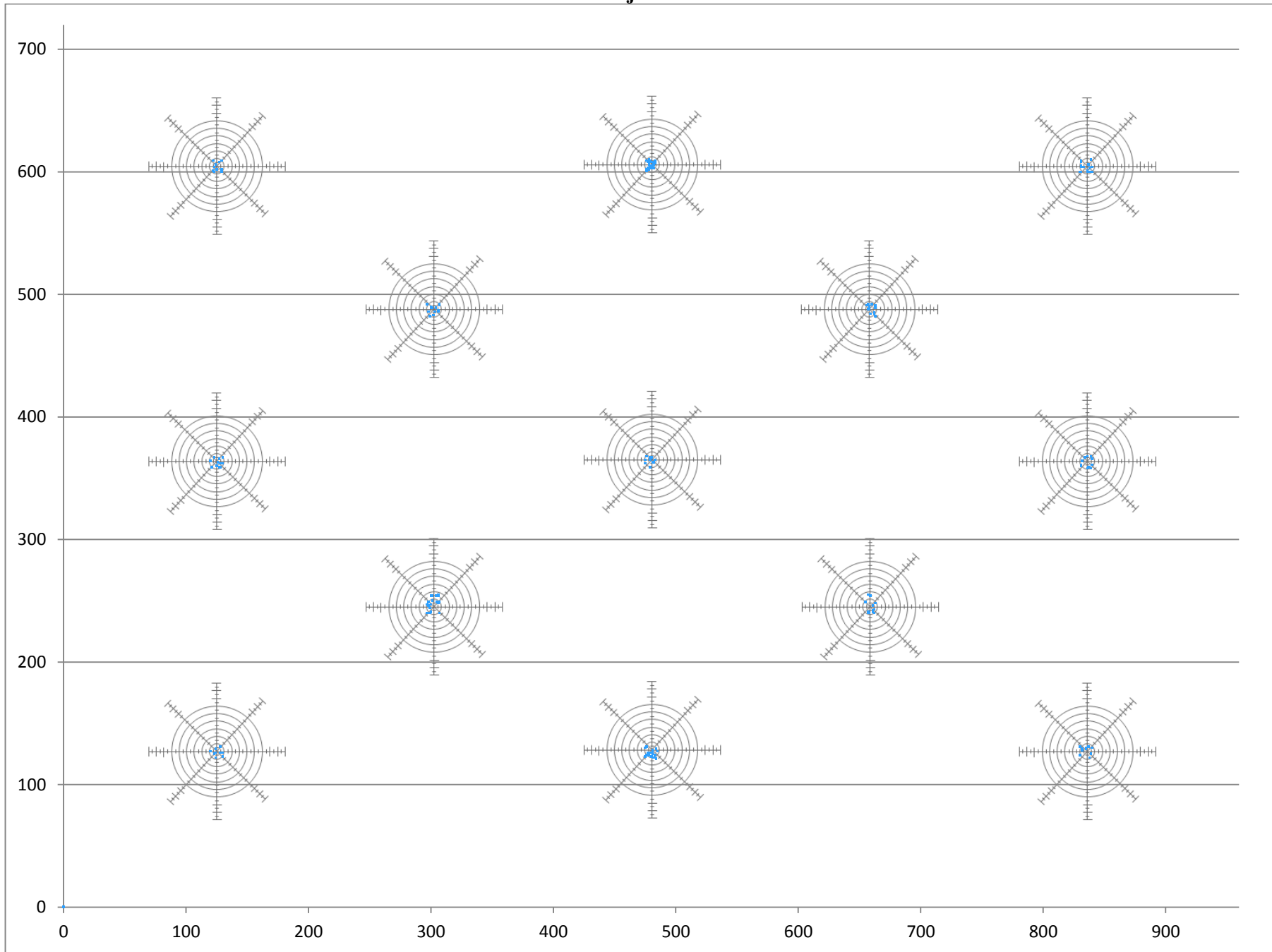
Sujeto 1



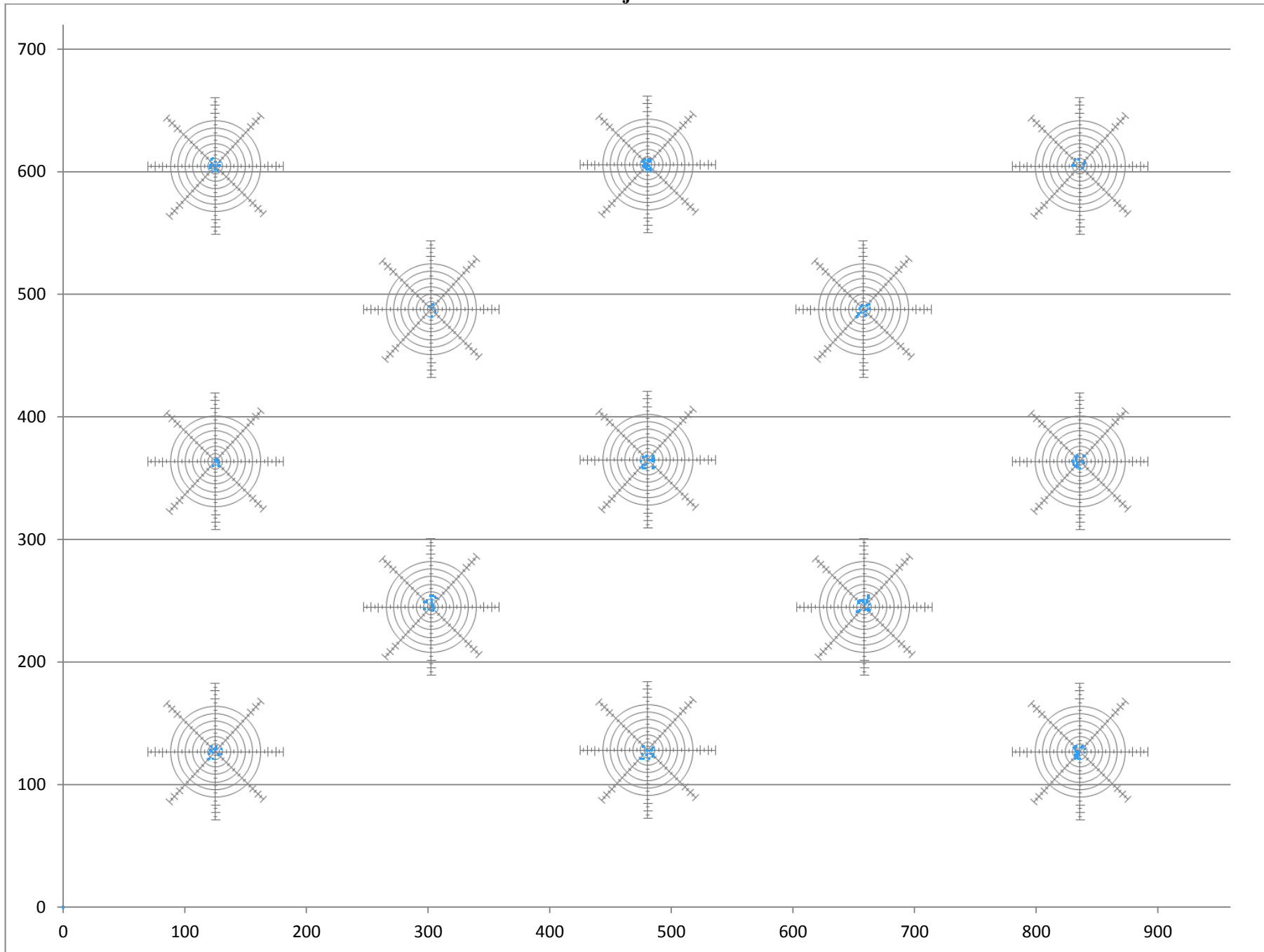
Sujeto 2



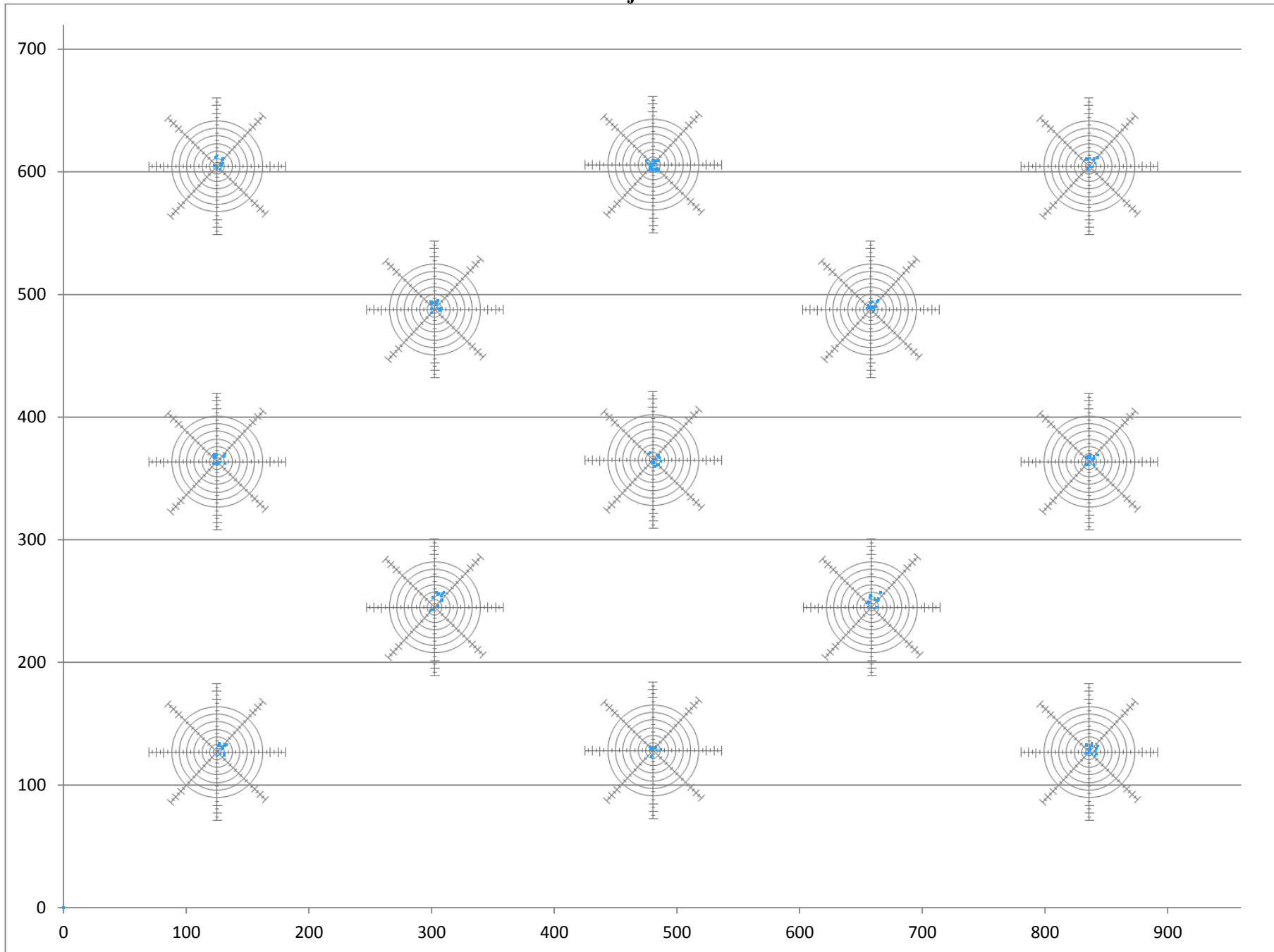
Sujeto 3



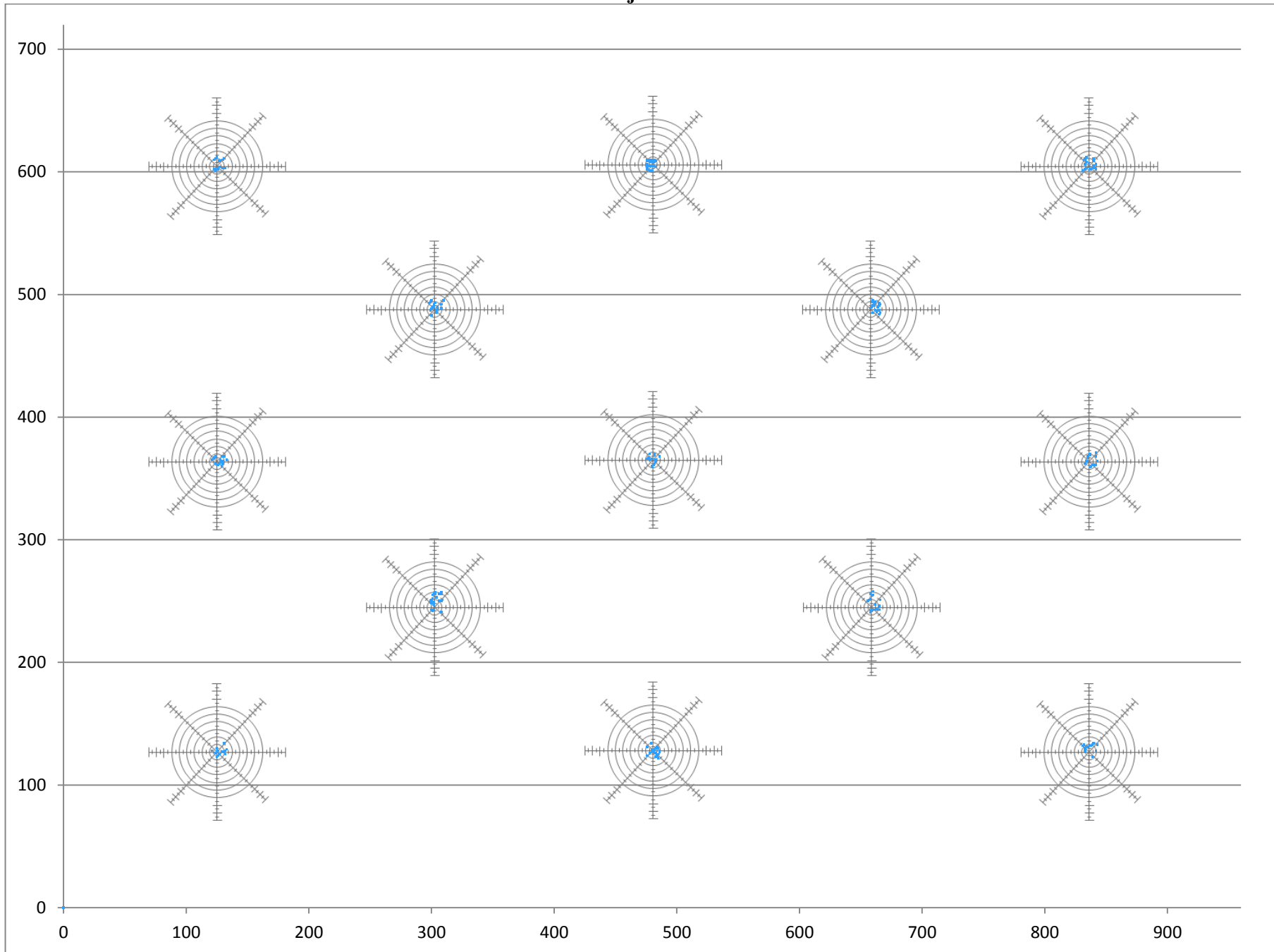
Sujeto 4



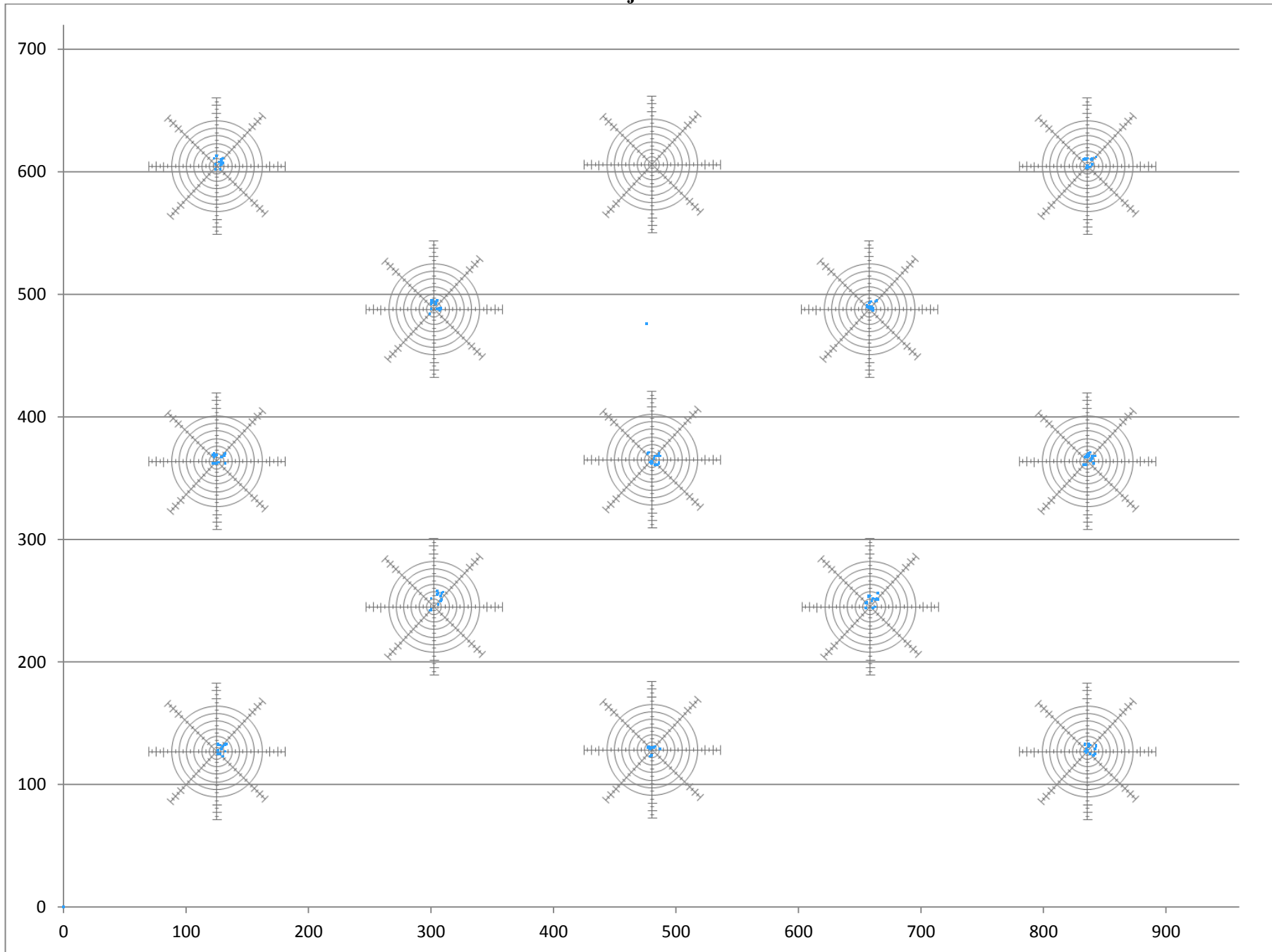
Sujeto 5



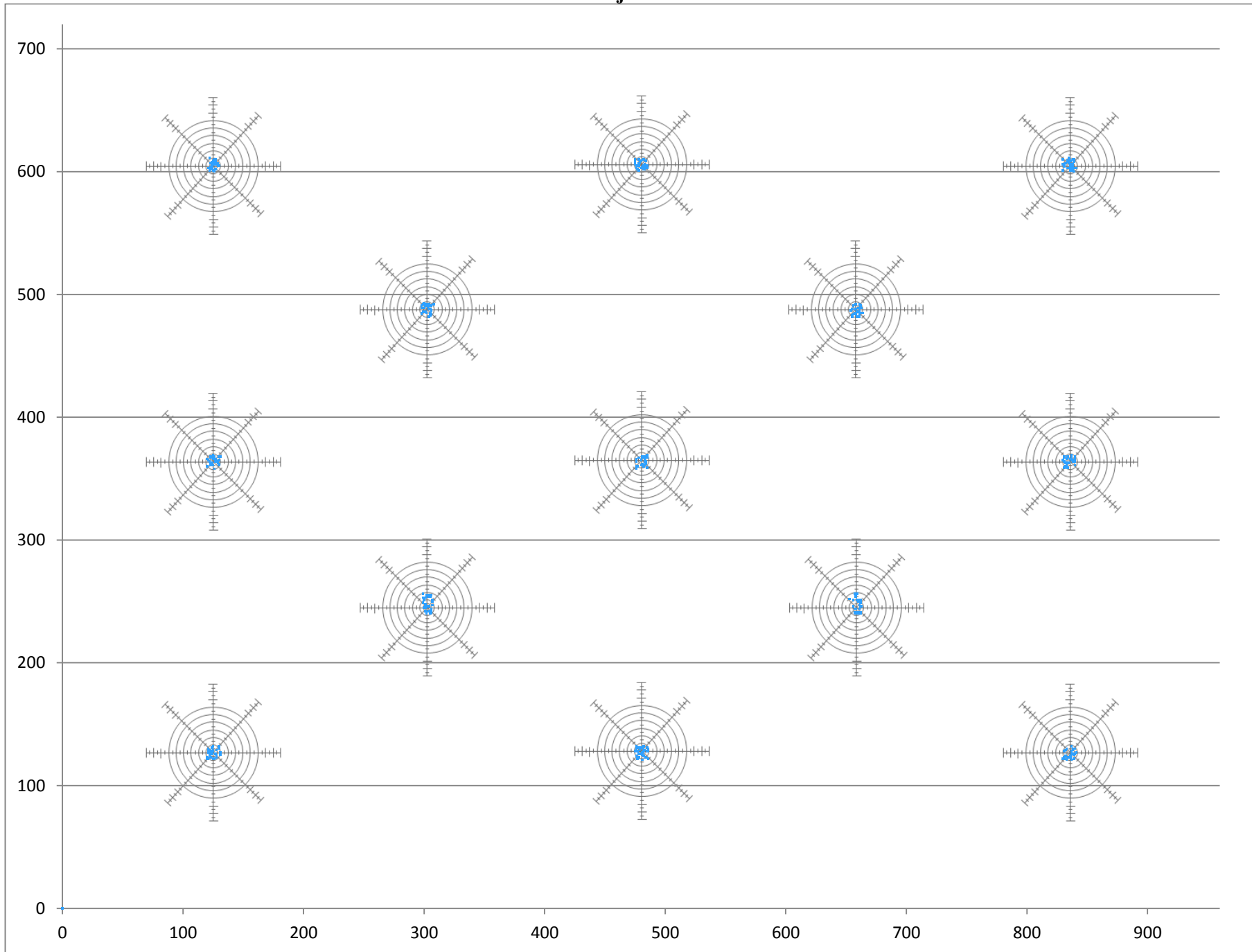
Sujeto 6



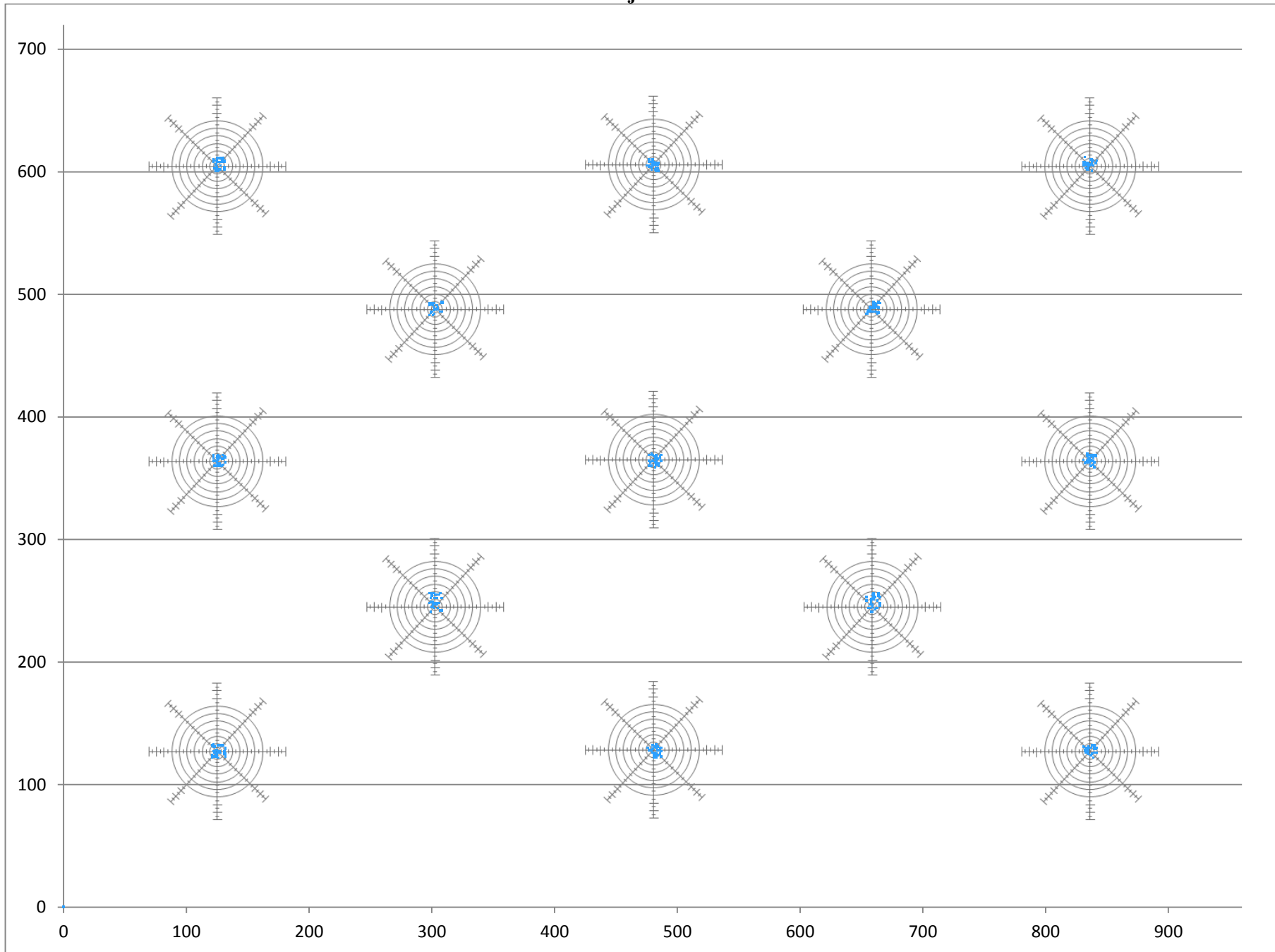
Sujeto 7



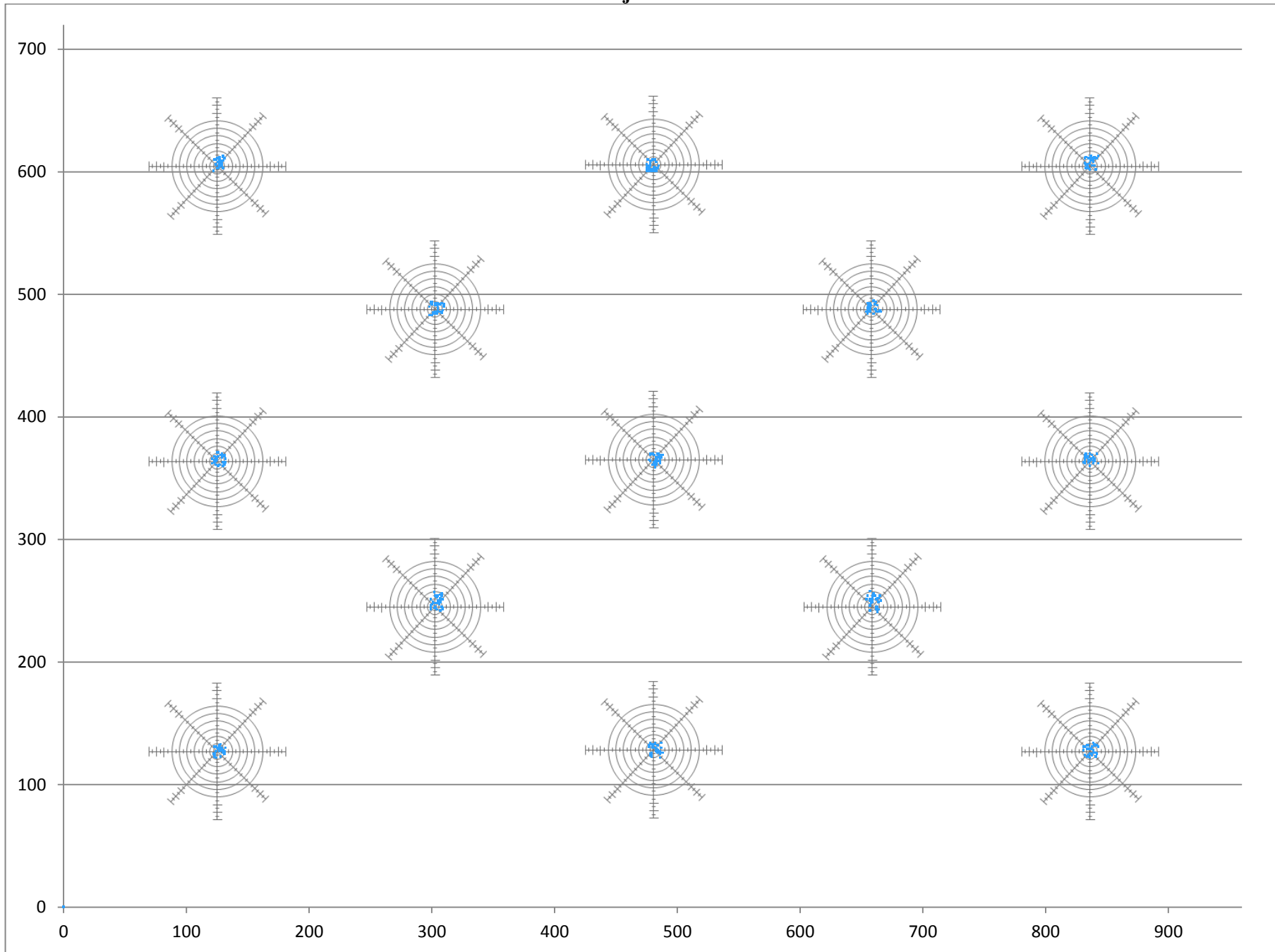
Sujeto 8



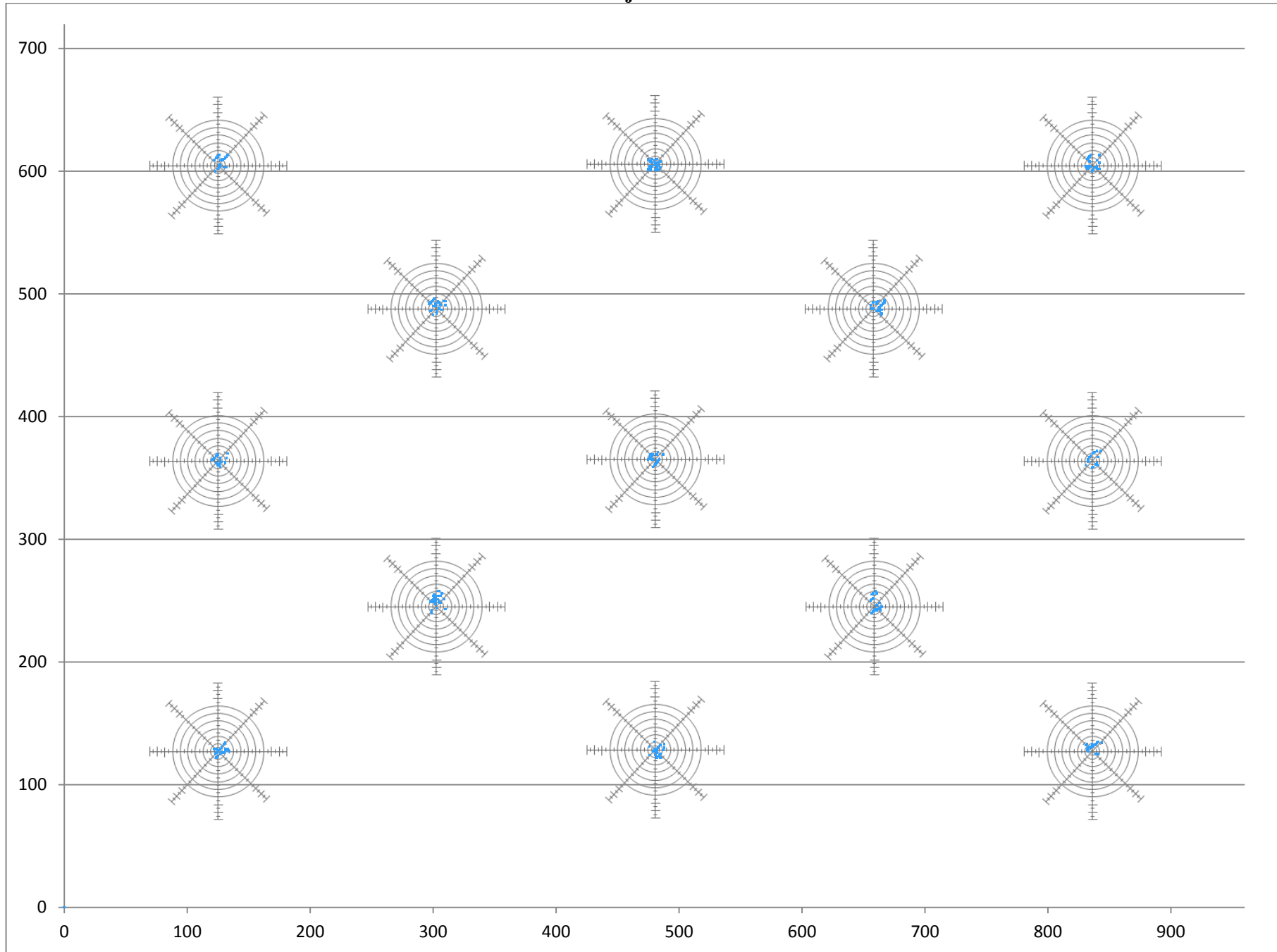
Sujeto 9



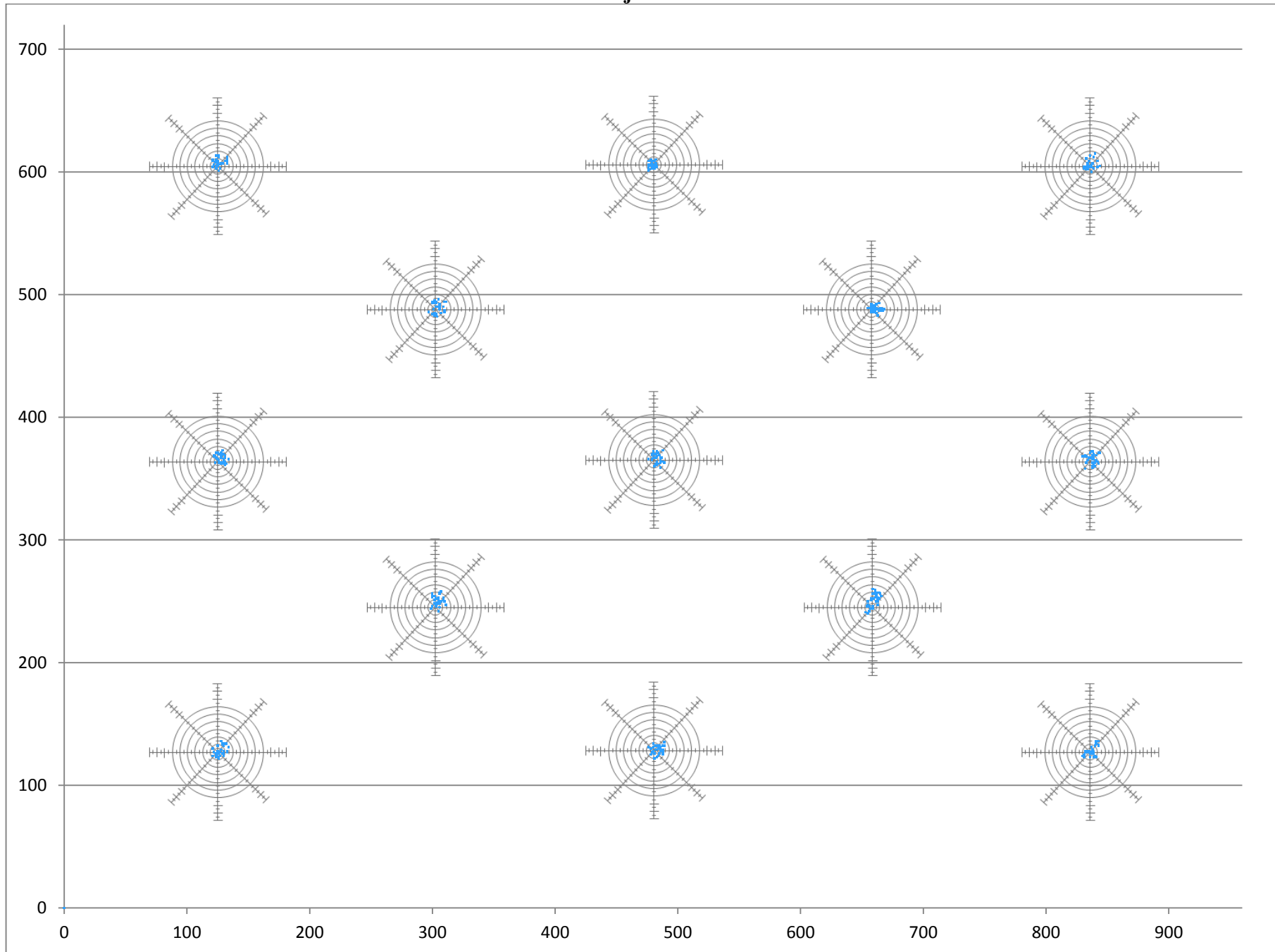
Sujeto 10



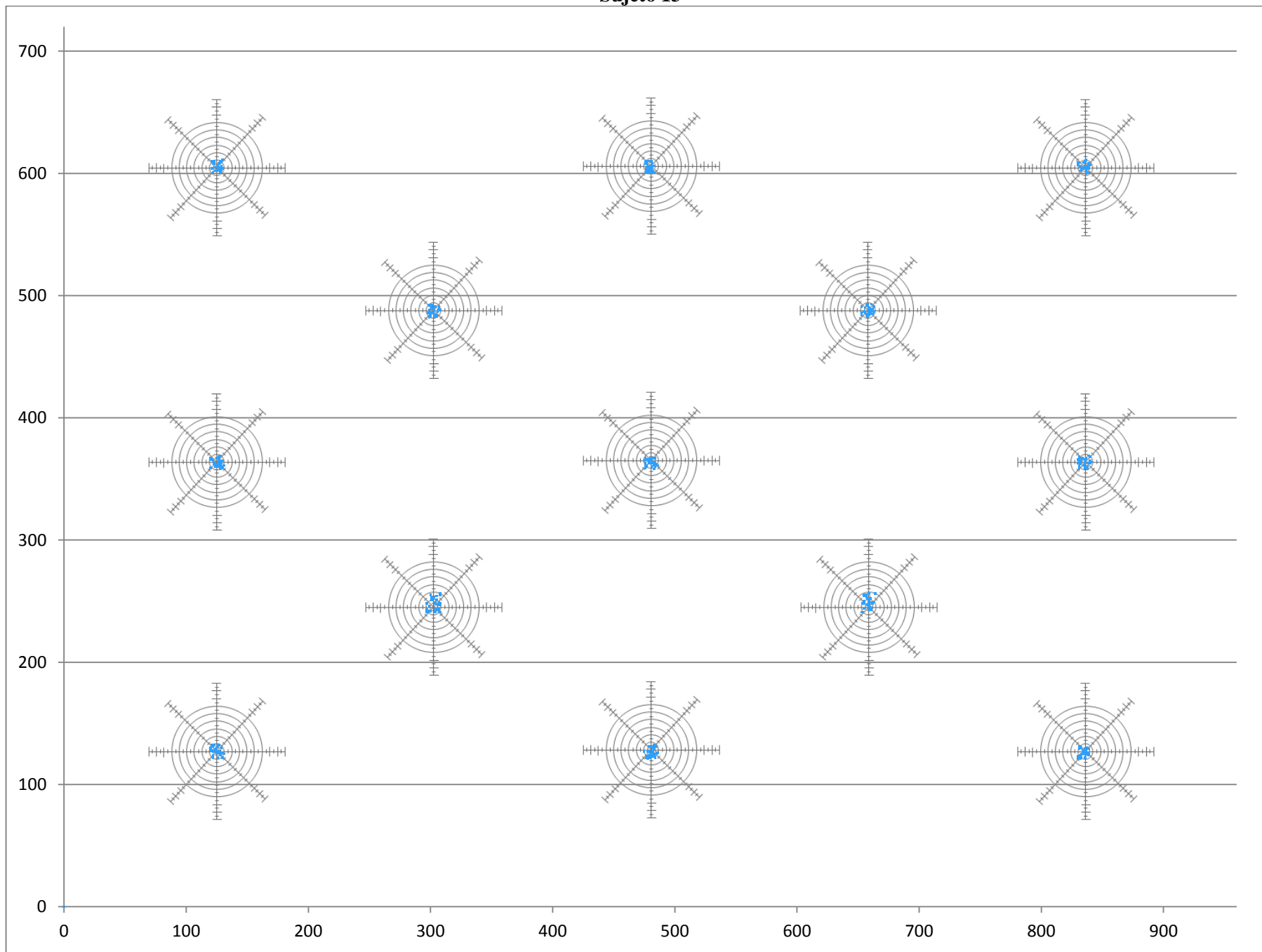
Sujeto 11



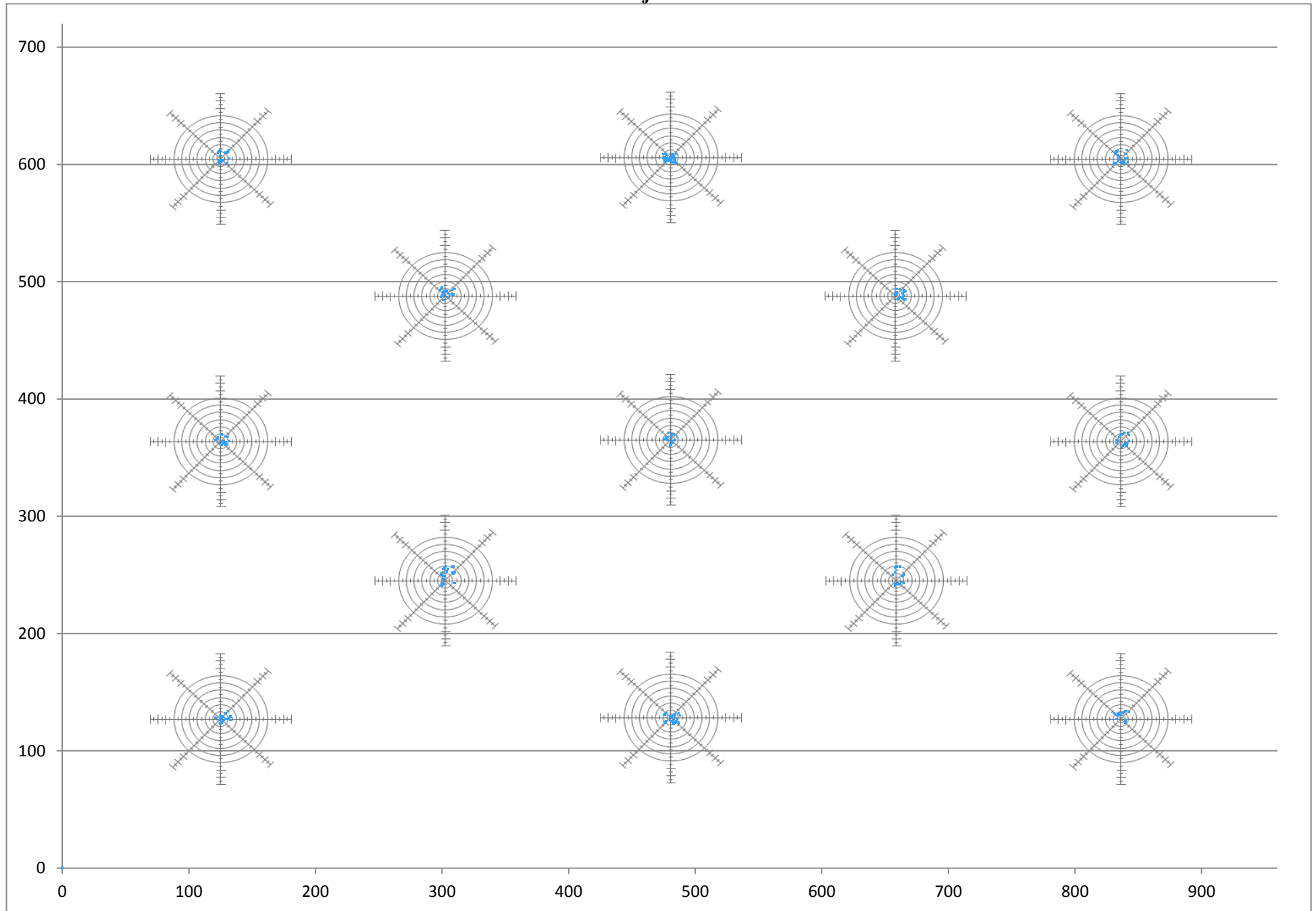
Sujeto 12



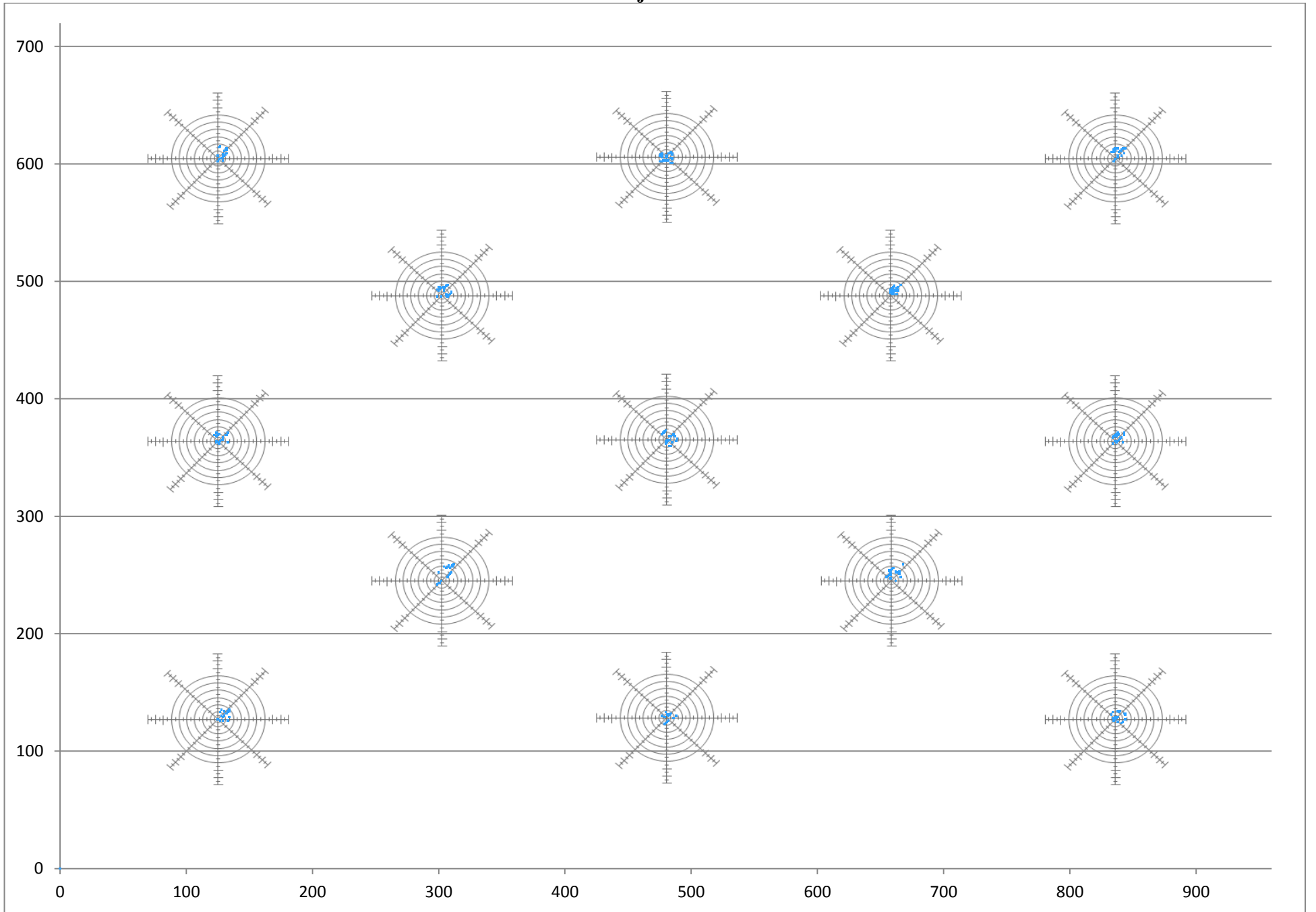
Sujeto 13



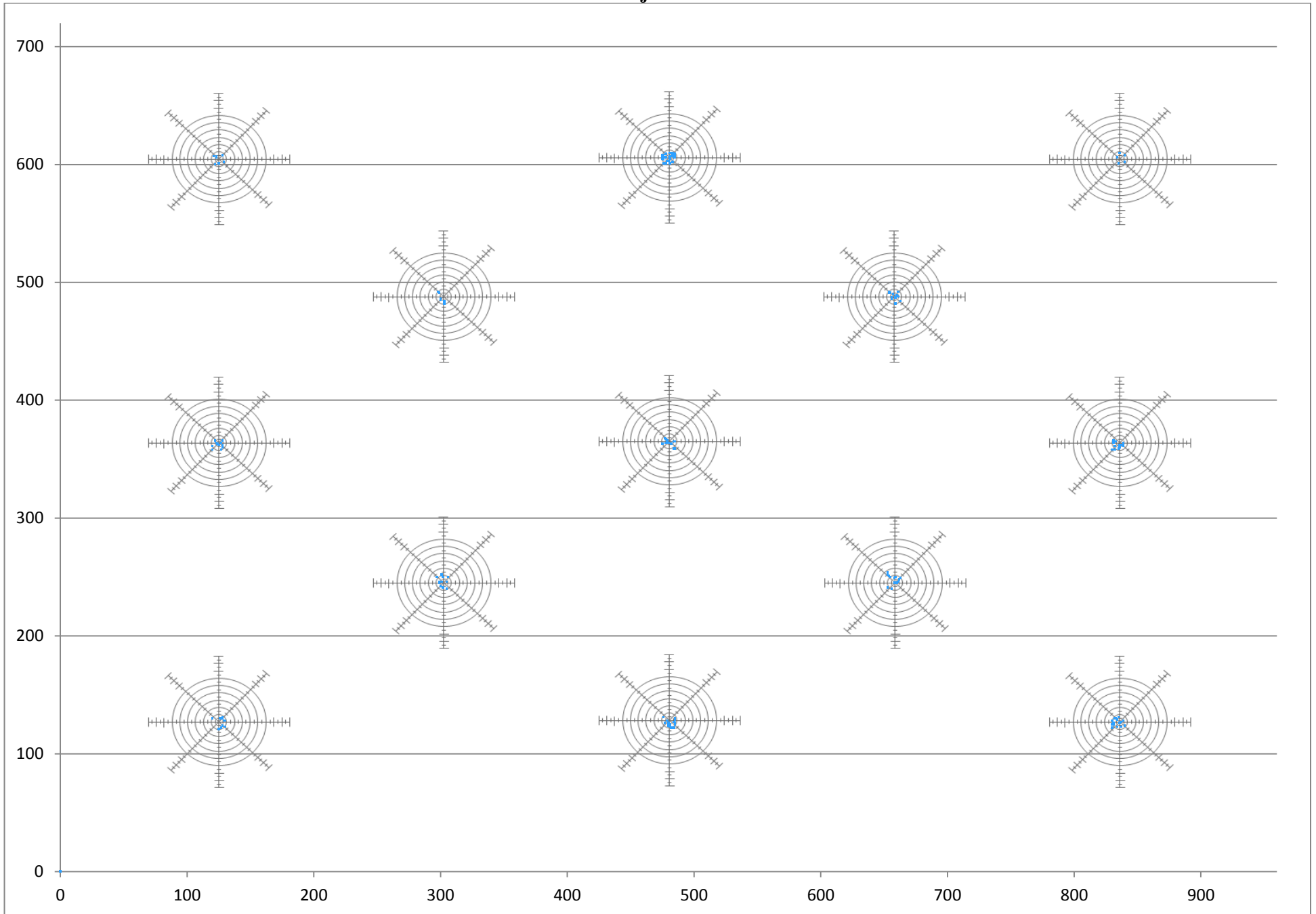
Sujeto 14



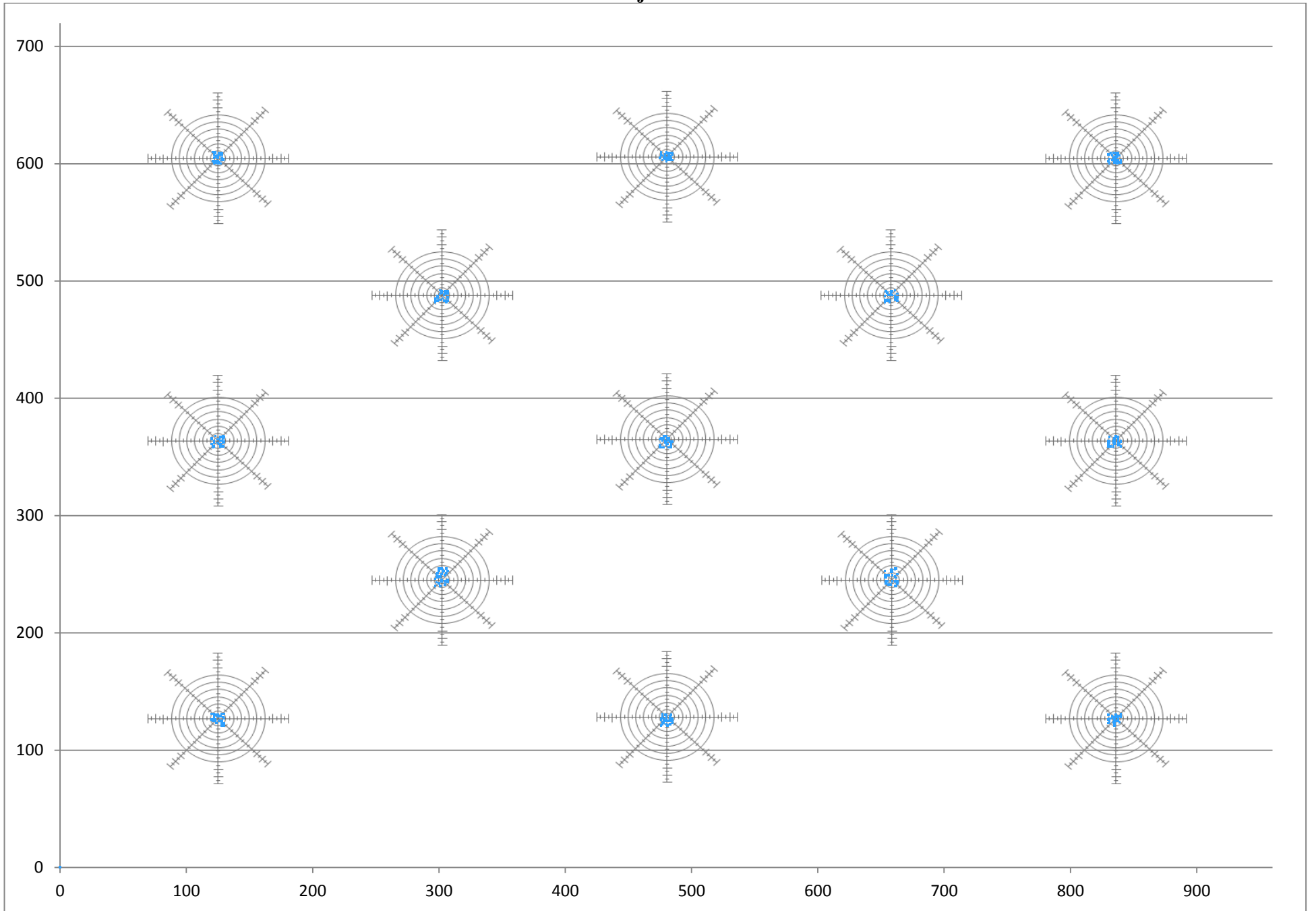
Sujeto 15



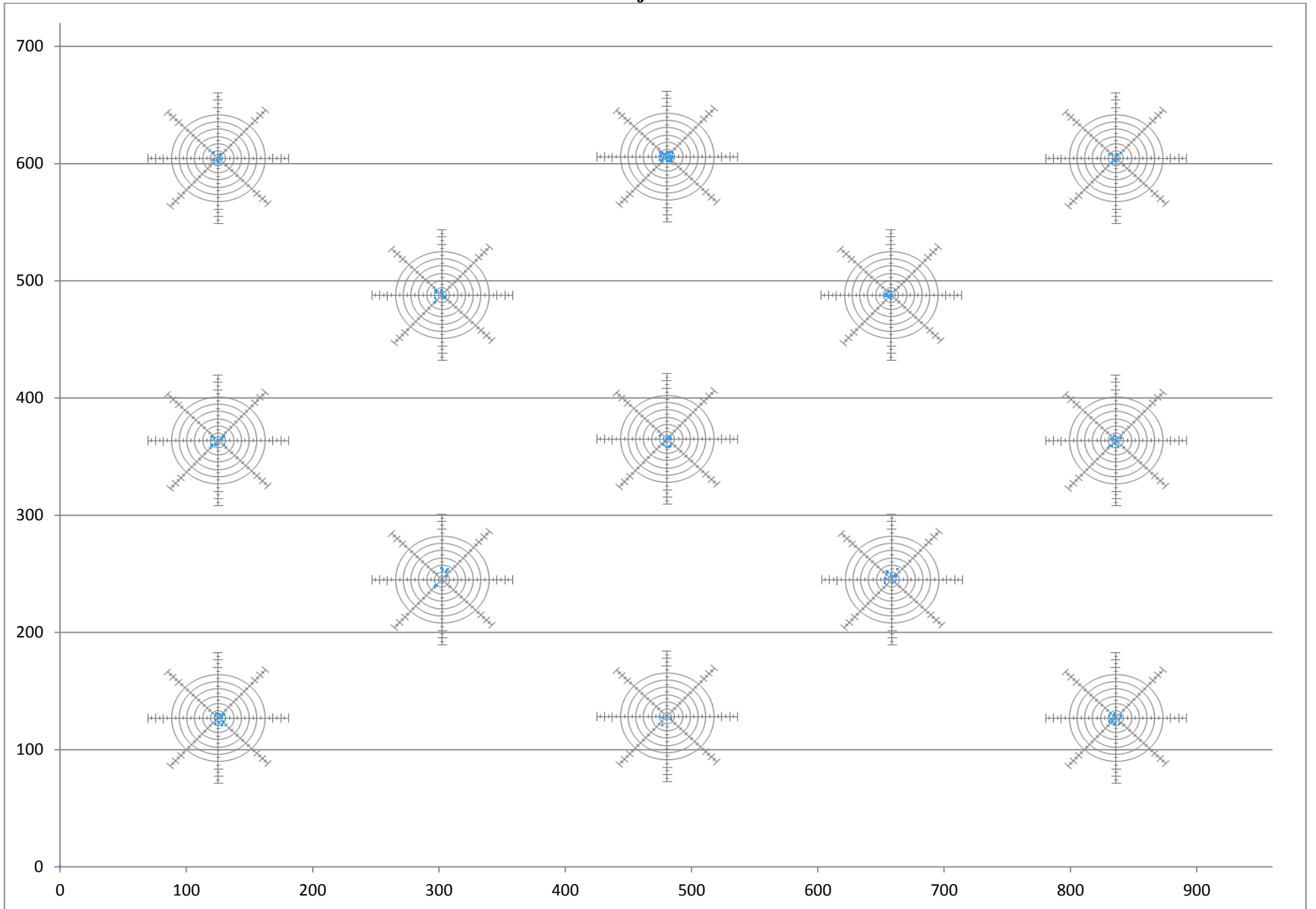
Sujeto 16



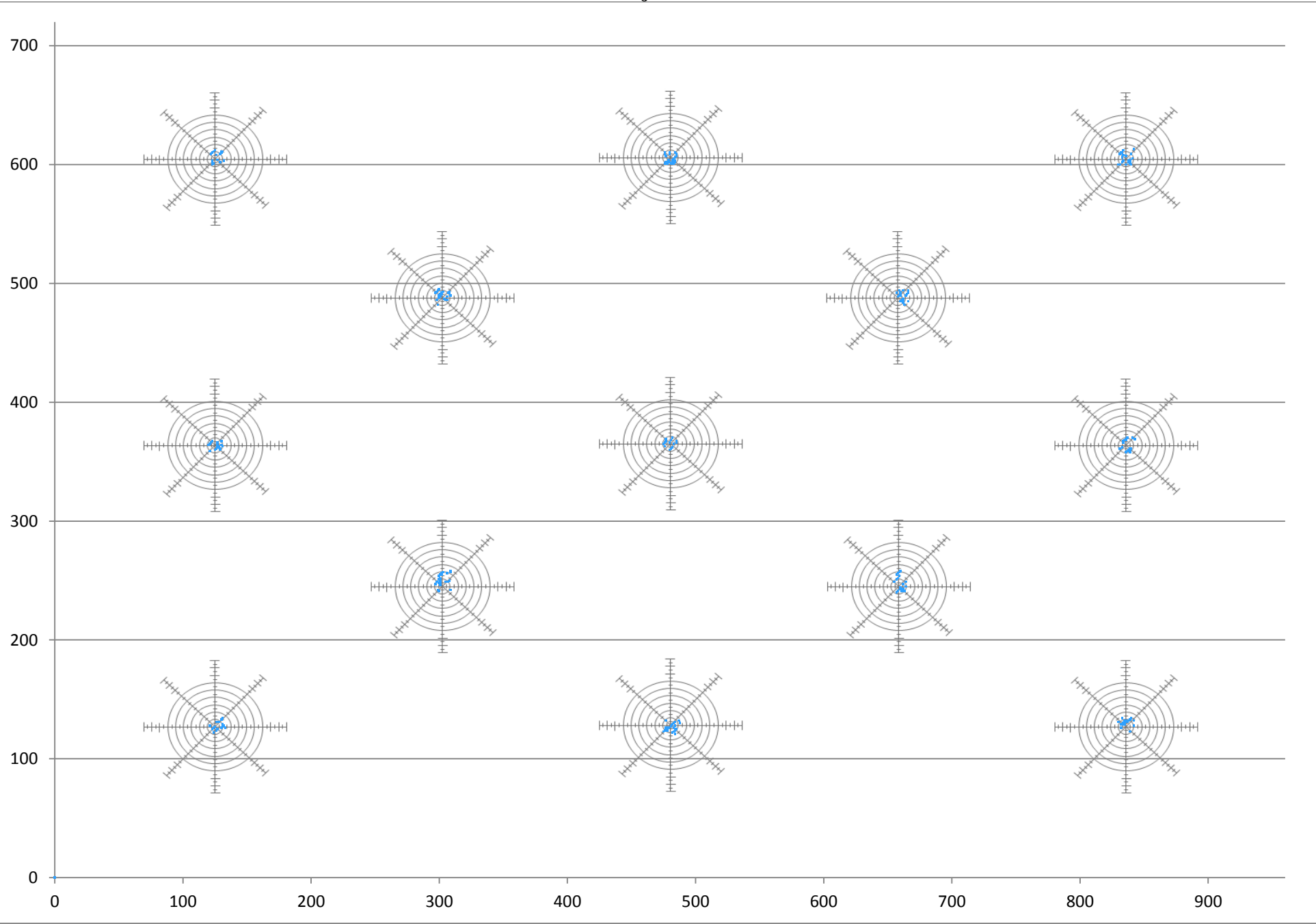
Sujeto 17



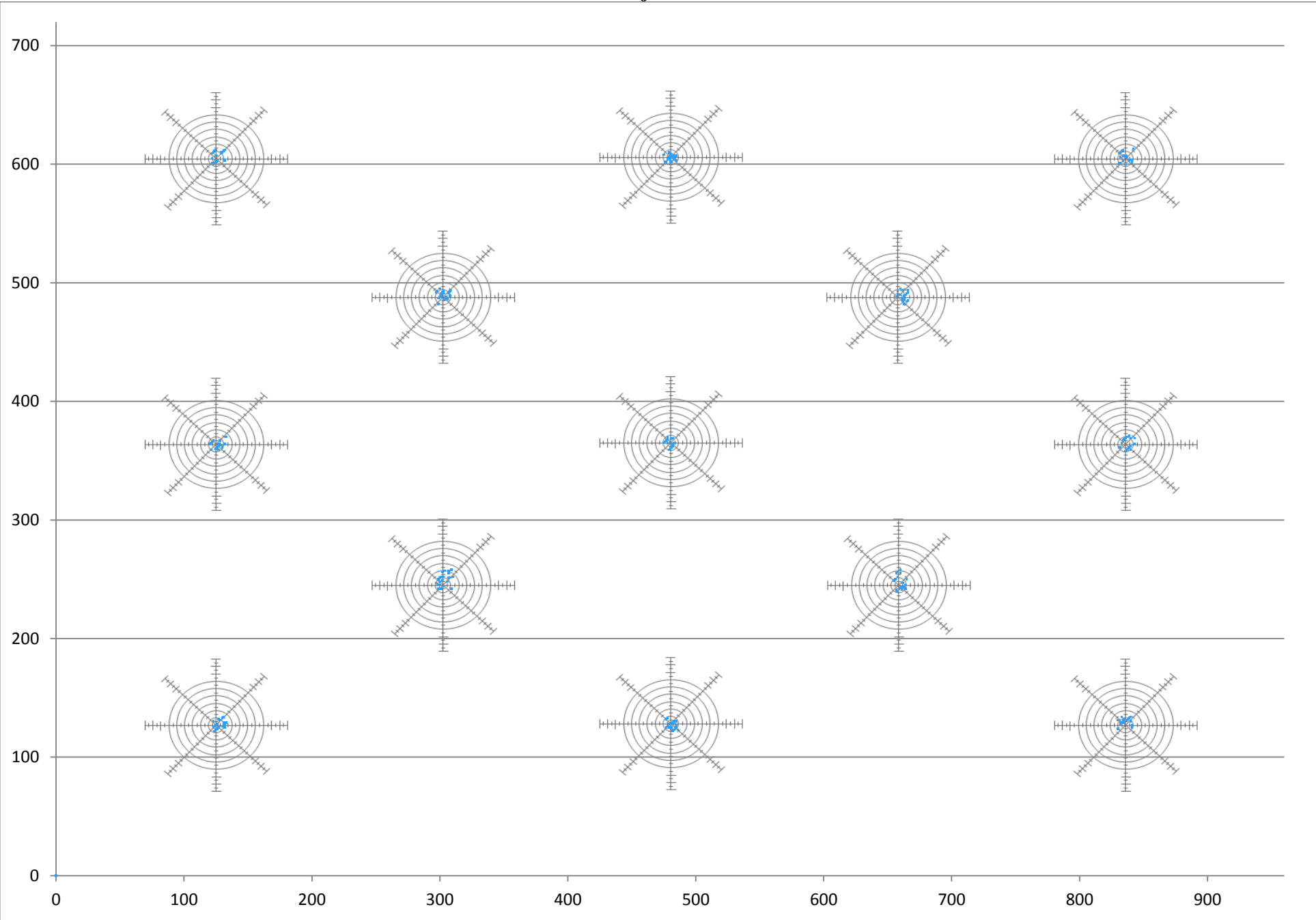
Sujeto 18



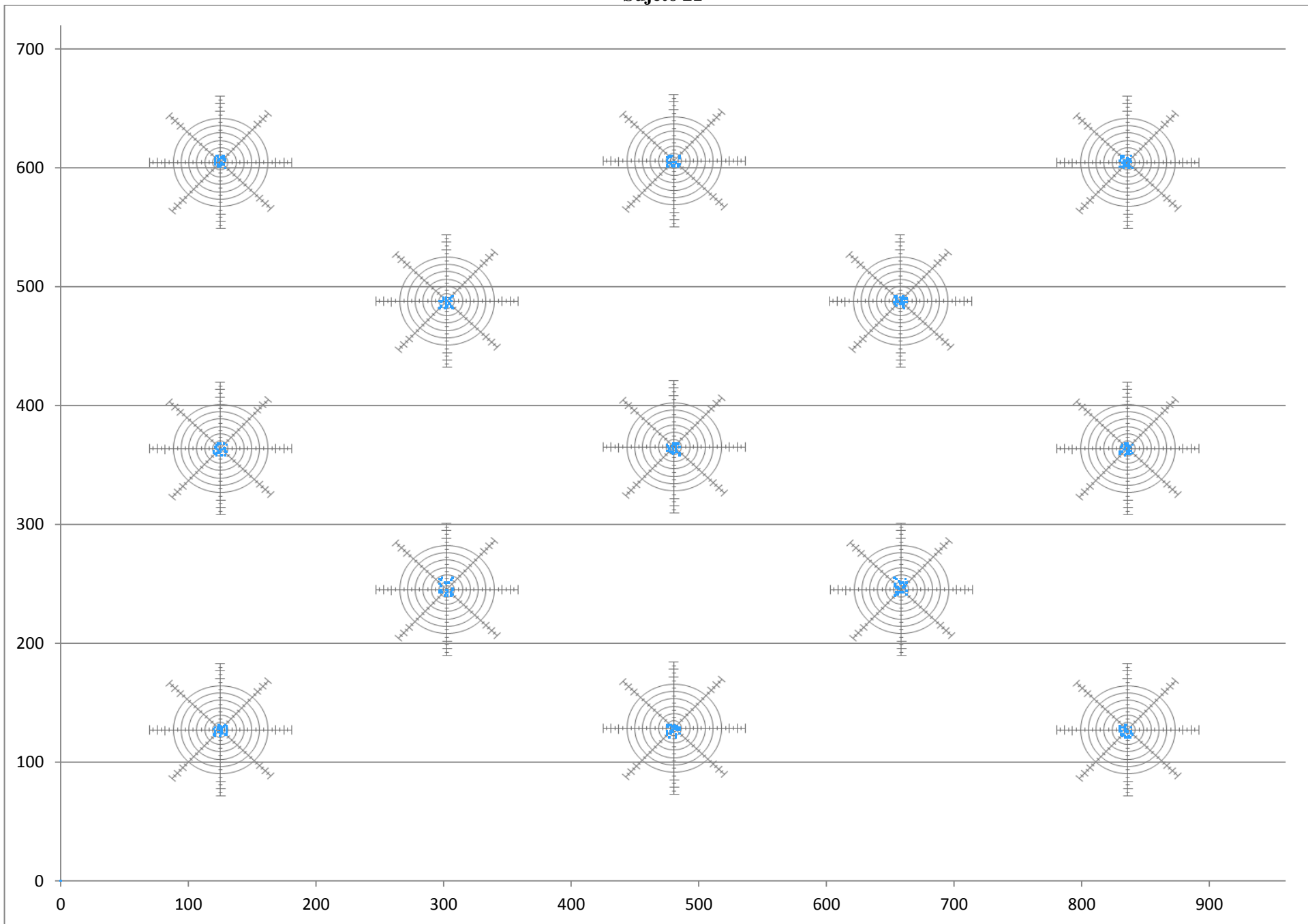
Sujeto 19



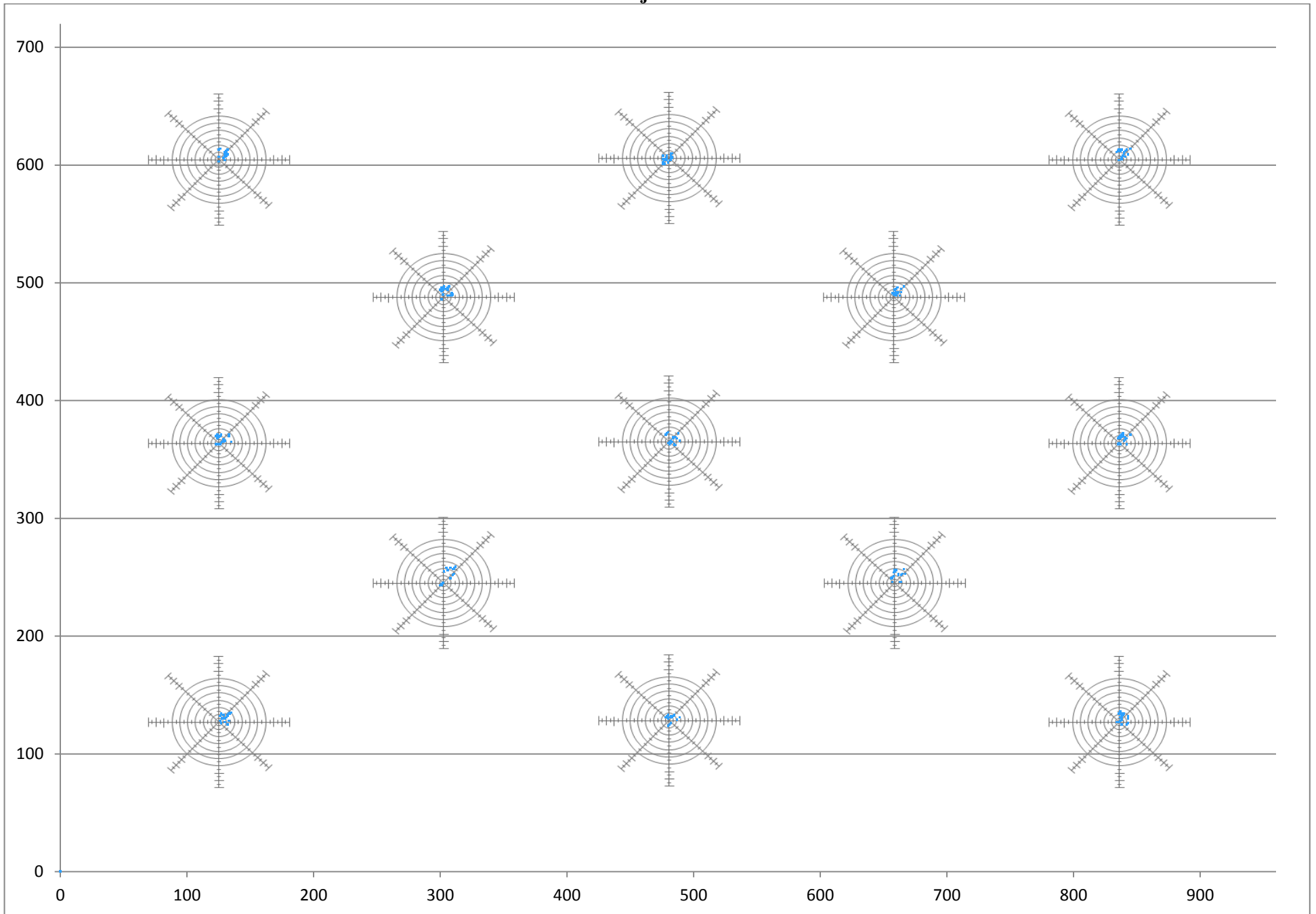
Sujeto 20



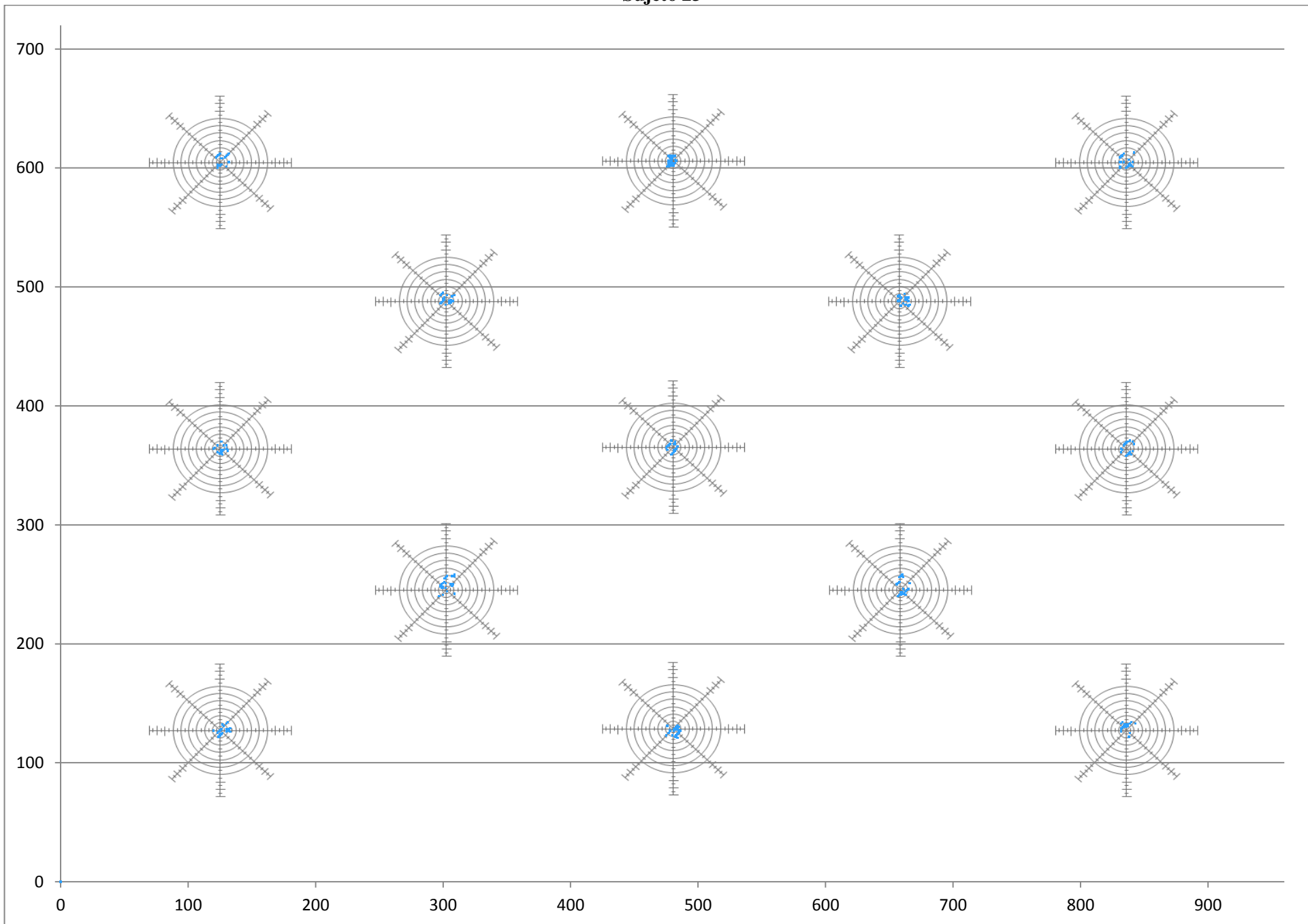
Sujeto 21



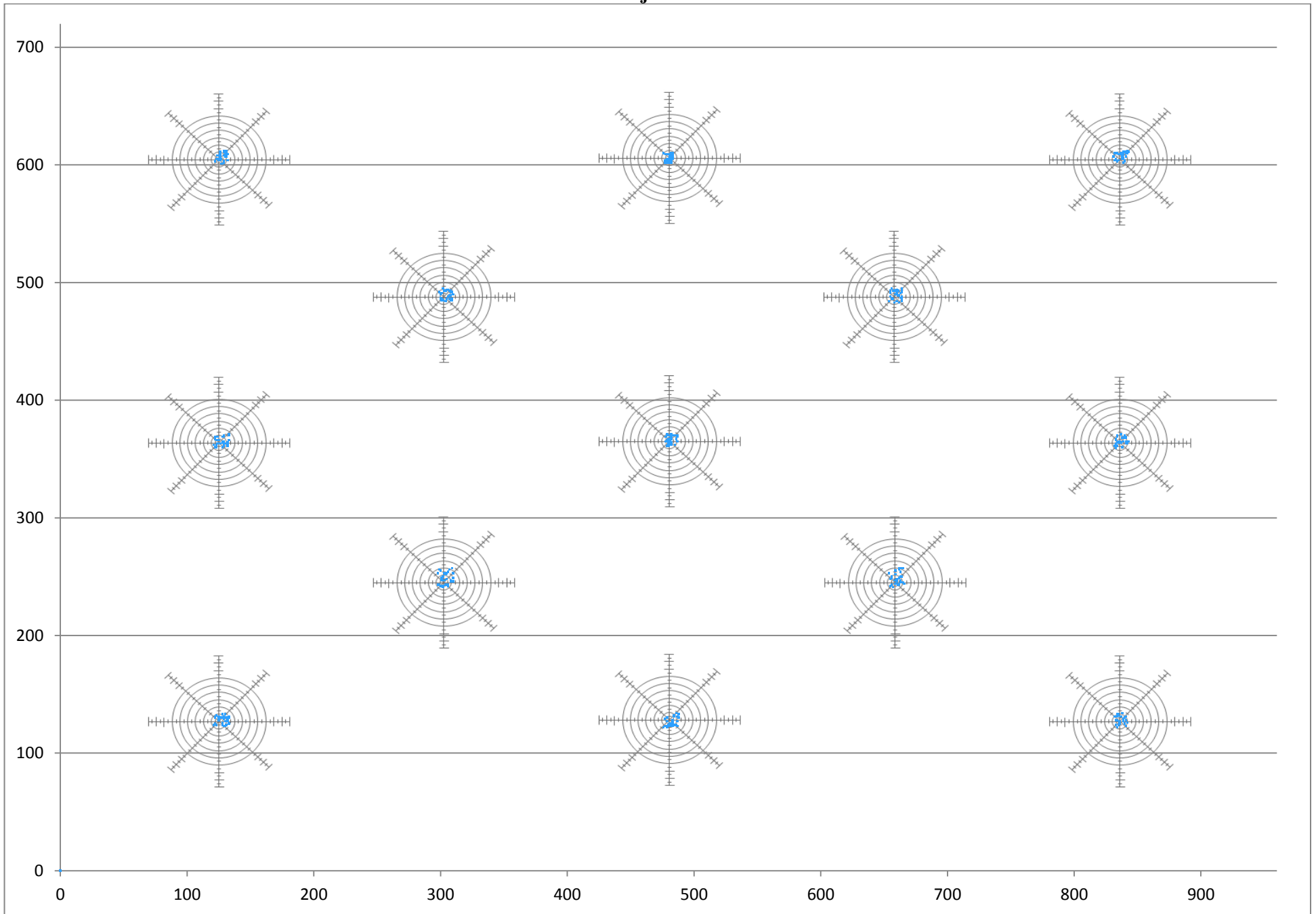
Sujeto 22



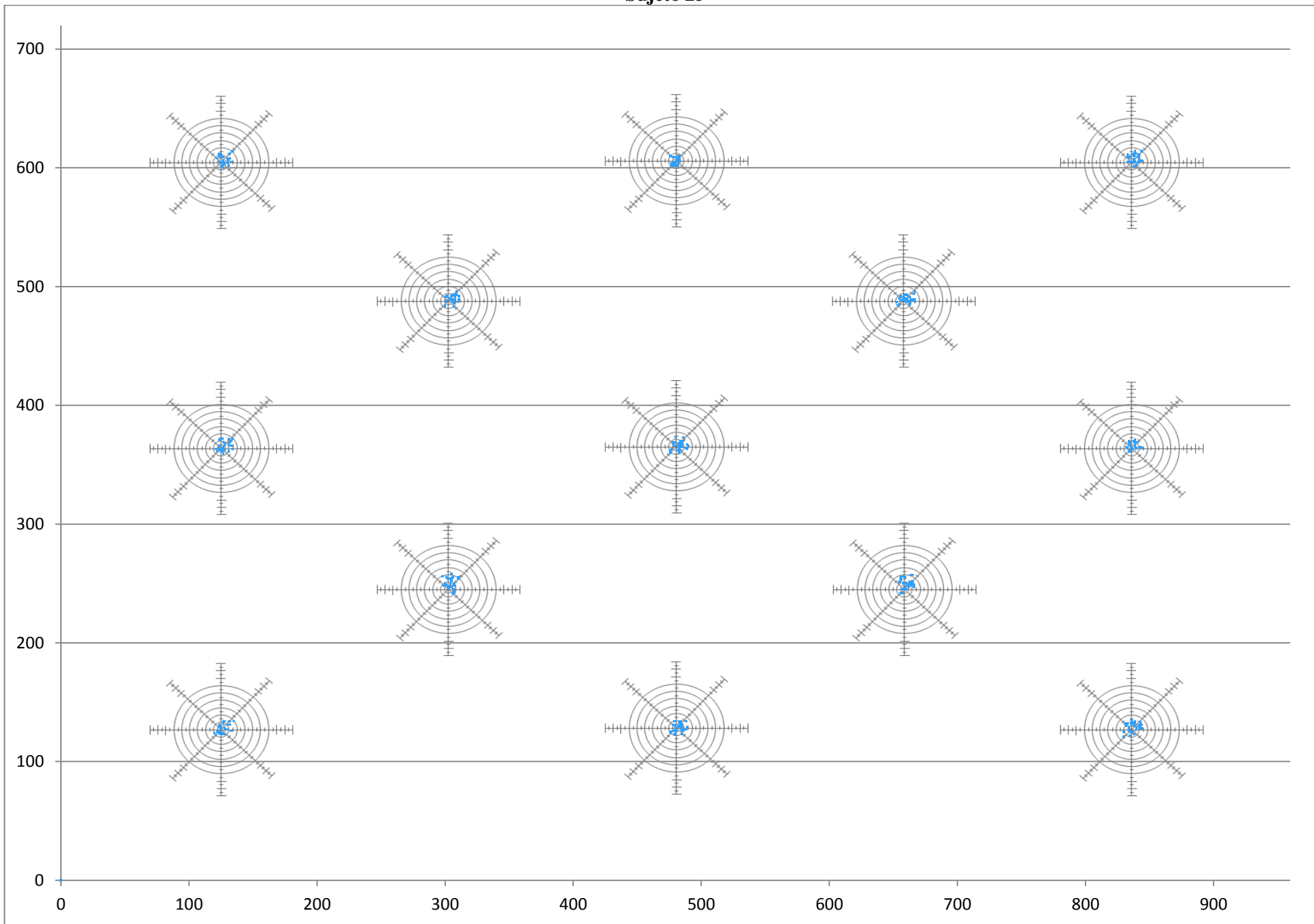
Sujeto 23



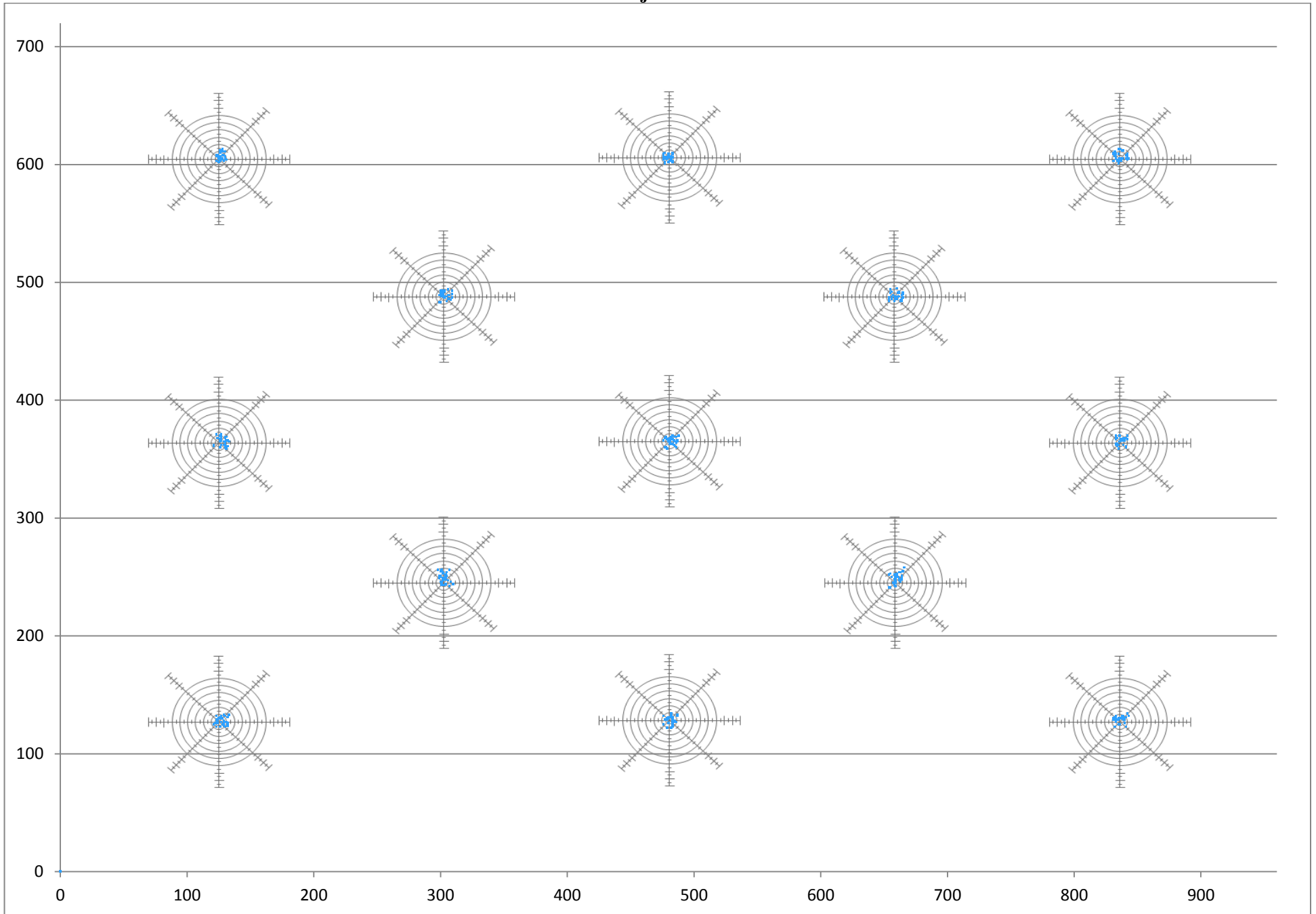
Sujeto 24



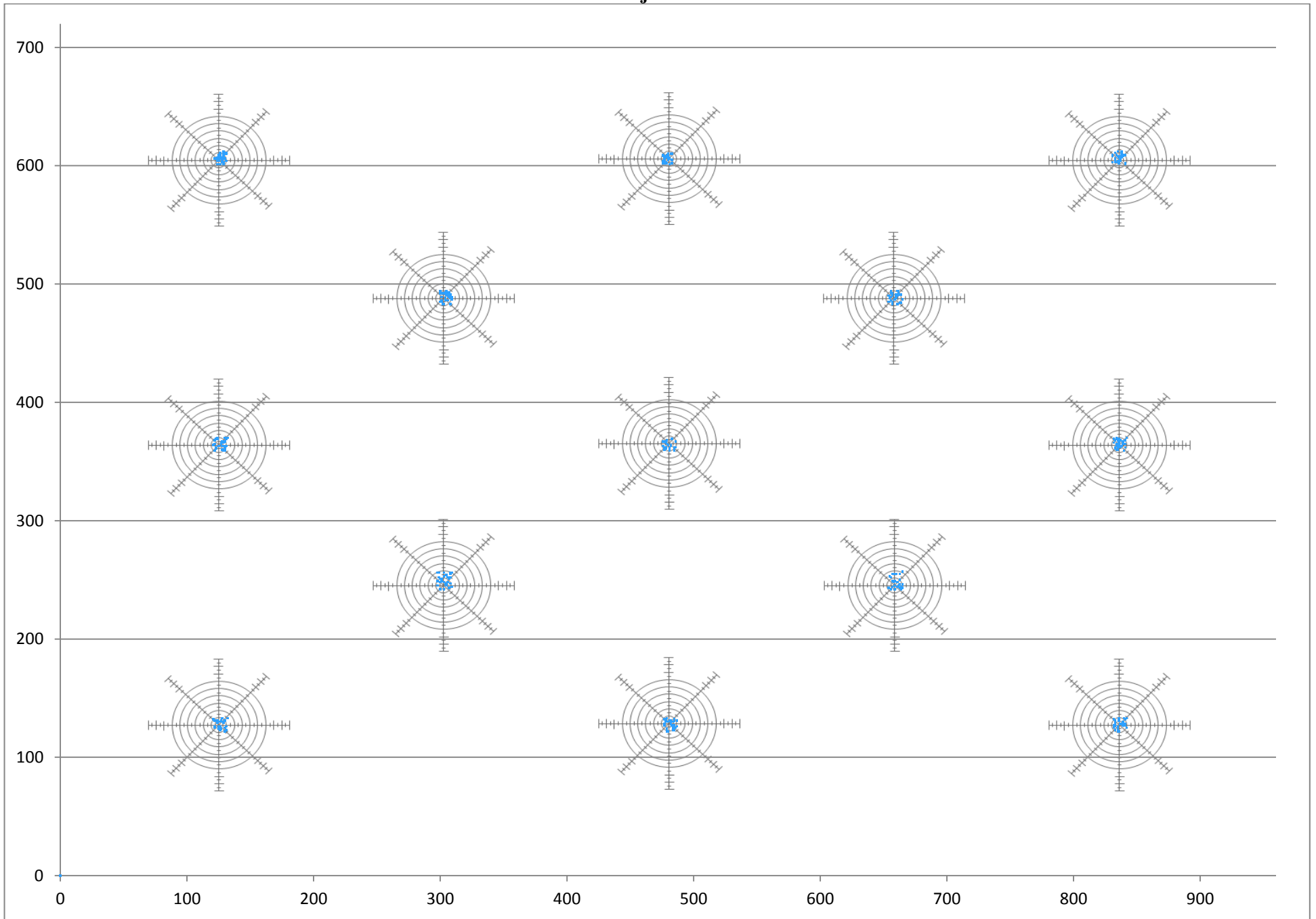
Sujeto 25



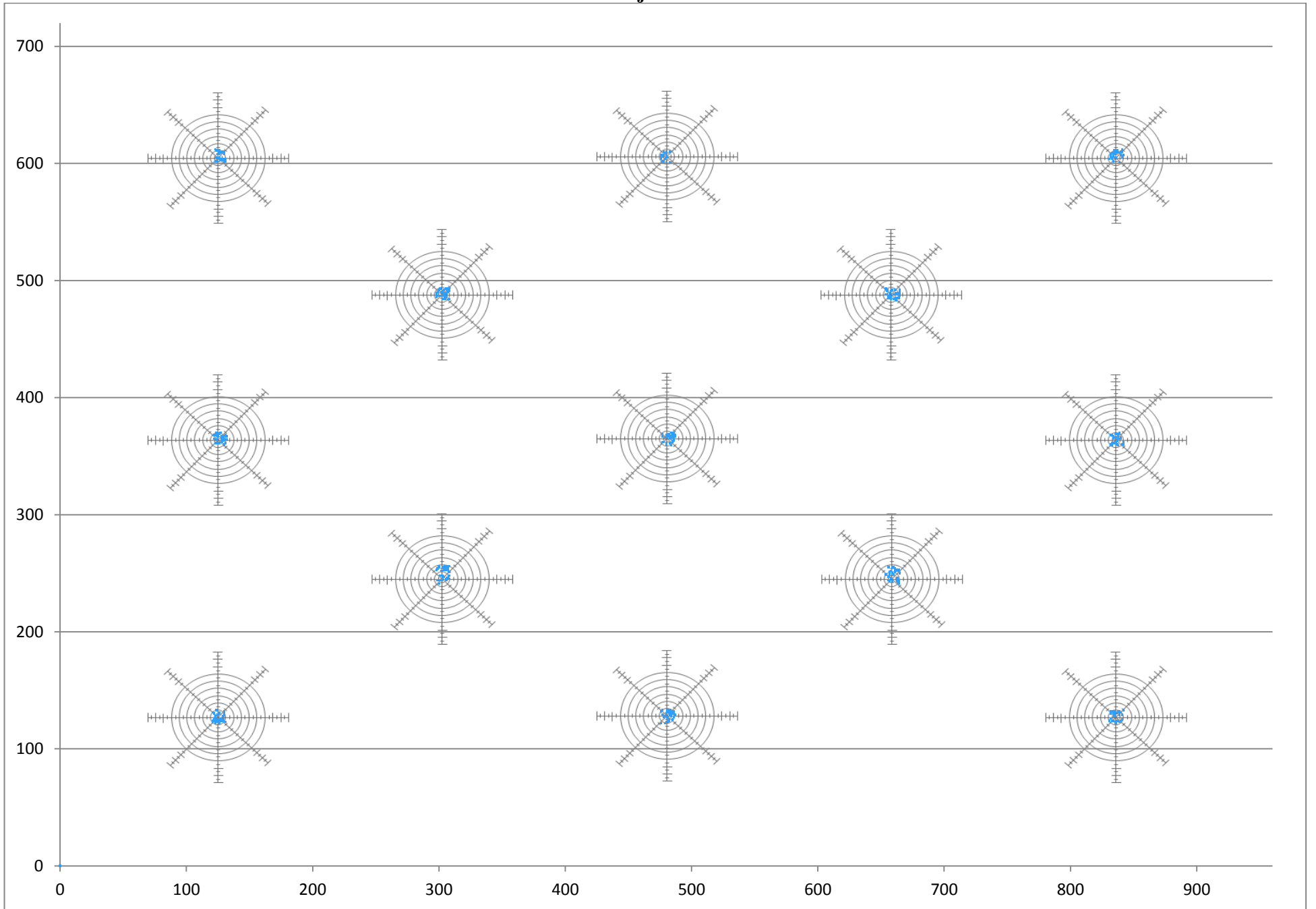
Sujeto 26



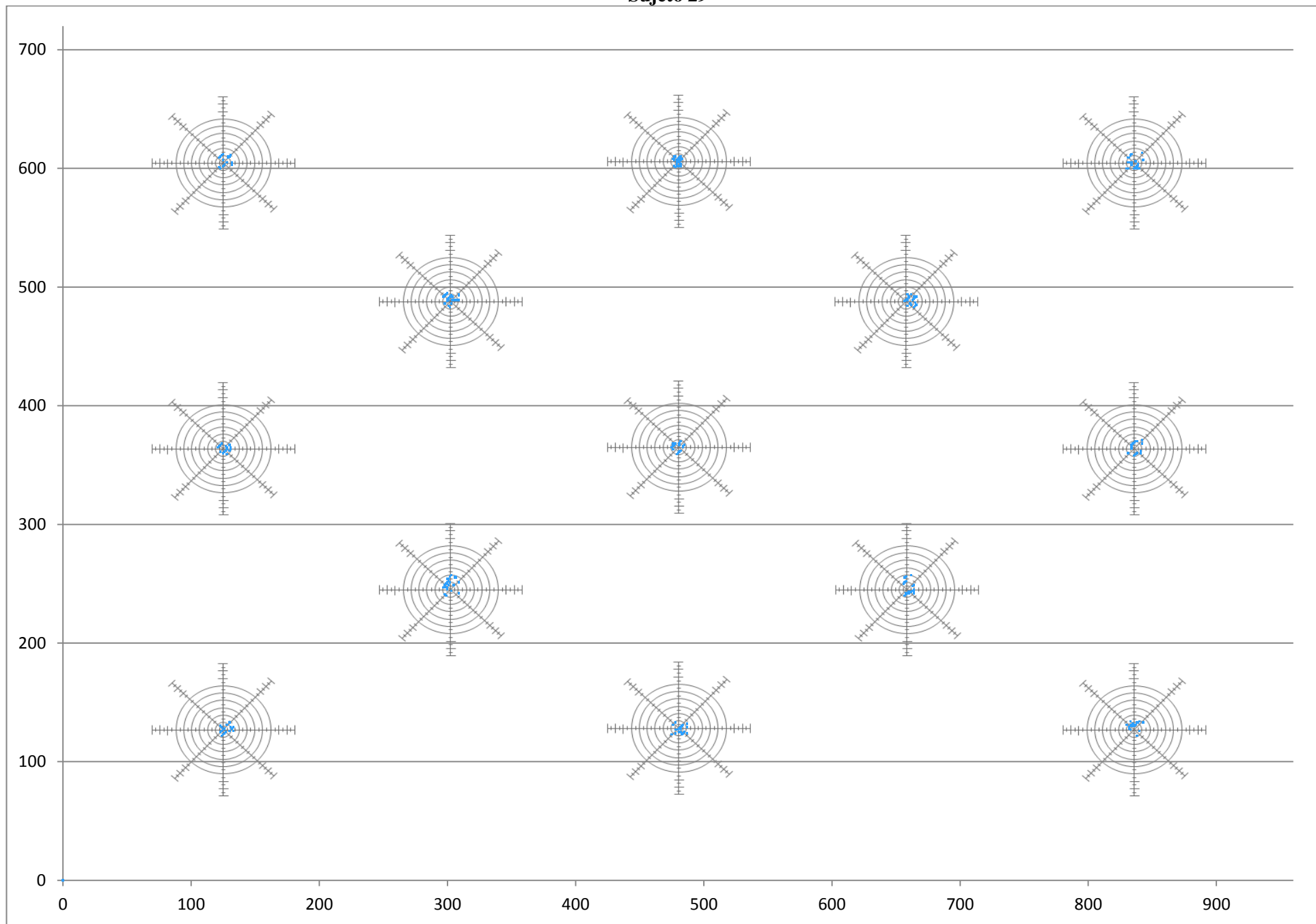
Sujeto 27



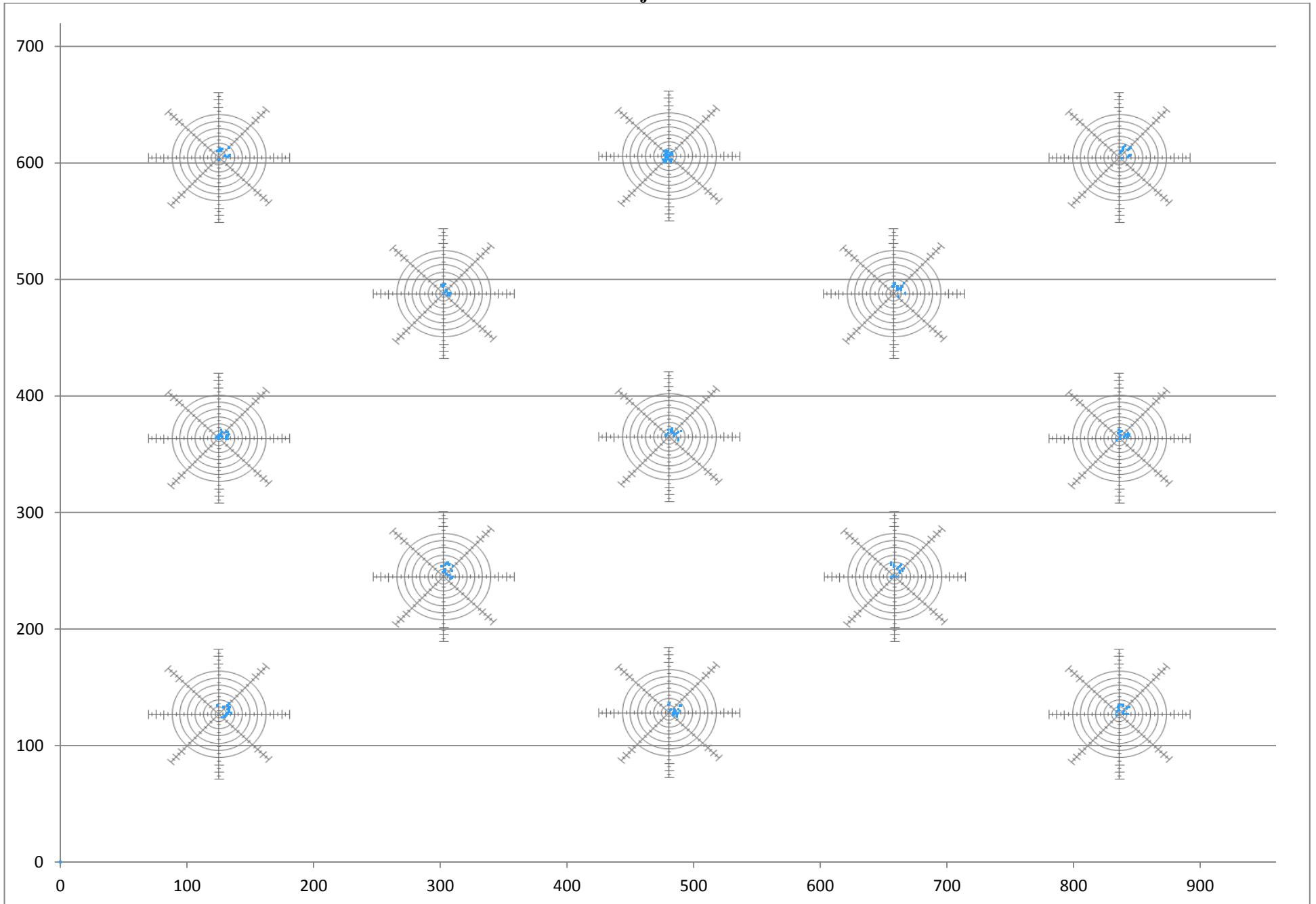
Sujeto 28



Sujeto 29



Sujeto 30



ANEXO IX. Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en píxeles entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba con 30 participantes.

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13		14		15	
Marc.	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
1	3,77	1,58	4,33	1,30	4,95	1,06	3,80	1,15	5,34	1,80	5,92	1,89	5,36	1,63	3,50	1,36	4,77	1,76	4,75	2,20	6,16	2,36	4,93	2,76	3,97	1,92	5,72	2,27	6,39	2,65
2	4,99	1,58	5,07	1,76	4,63	2,03	4,63	1,64	4,82	1,89	5,02	2,01	4,44	1,48	4,96	1,95	4,49	1,76	4,23	1,12	4,31	1,47	4,66	1,97	5,02	2,41	4,05	1,70	4,91	1,88
3	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	4,26	1,34	3,83	1,61	5,08	1,76	4,26	1,34
4	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,32	1,46	4,14	1,47	5,43	2,33	4,32	1,46
5	4,46	1,18	5,21	1,58	4,13	1,99	3,95	1,30	4,55	2,59	6,16	2,51	4,48	2,52	4,14	1,37	4,70	2,32	4,53	1,90	5,92	3,07	4,79	2,45	3,81	1,55	5,62	2,63	5,85	2,66
6	4,38	1,56	3,70	1,49	4,10	1,23	3,22	0,90	4,10	2,92	4,00	1,61	4,17	2,86	4,35	1,55	4,59	2,24	4,77	2,32	4,18	1,93	6,08	2,39	3,98	1,70	3,89	1,66	4,88	2,77
7	4,04	1,48	4,94	1,73	4,35	1,13	4,92	1,74	4,21	3,08	3,87	1,78	4,31	3,23	4,16	1,66	4,97	1,93	5,06	2,48	4,22	1,91	6,24	2,50	4,06	1,59	4,14	1,88	5,15	3,43
8	4,01	1,63	4,32	1,58	4,78	0,72	3,75	1,44	4,95	1,62	5,53	1,92	5,00	1,54	4,22	1,72	4,19	2,25	4,51	2,12	5,40	2,00	6,39	2,57	4,63	1,44	5,48	2,09	5,77	2,31
9	4,86	1,82	4,23	1,77	4,51	1,93	4,76	1,28	4,62	2,16	4,42	1,72	4,09	1,79	3,80	1,58	4,29	1,44	4,68	1,96	4,05	1,83	4,22	1,97	4,66	1,72	5,00	1,62	4,27	1,50
10	4,26	1,68	3,78	1,60	4,96	1,16	5,16	1,68	4,74	1,89	4,33	1,97	3,98	1,26	4,79	1,73	4,14	1,95	4,72	1,94	4,57	1,87	4,34	1,50	5,30	1,64	5,24	1,68	4,12	2,05
11	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,27	1,72	4,29	1,95	4,33	2,74	4,27	1,72
12	3,95	1,74	4,64	2,41	3,80	1,54	4,95	1,56	4,05	1,64	4,58	1,62	4,06	1,78	4,51	1,85	4,66	2,18	5,34	2,36	4,85	2,26	6,29	2,97	4,11	1,72	4,86	1,85	4,21	2,09
13	4,57	1,60	4,10	1,63	4,75	1,06	3,95	1,61	4,83	2,62	6,43	2,12	4,84	2,90	4,36	1,23	4,26	2,33	5,25	2,33	6,45	2,67	4,92	2,95	3,98	1,80	6,28	1,98	4,28	1,28
	16		17		18		19		20		21		22		23		24		25		26		27		28		29		30	
Marc.	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
1	4,00	0,94	4,01	1,40	3,20	1,21	5,82	1,67	6,06	2,13	4,04	1,30	4,54	1,58	5,77	2,04	4,96	2,42	5,17	2,53	4,73	2,45	4,15	2,05	4,32	1,96	5,62	1,77	6,06	1,23
2	4,37	1,32	5,17	1,45	4,38	1,40	4,52	1,82	5,06	1,92	4,35	1,68	5,27	1,56	4,54	2,07	4,58	1,55	4,35	1,80	5,43	1,88	4,70	1,71	5,15	1,84	4,20	1,41	4,51	2,10
3	4,99	1,49	4,02	1,53	3,96	0,85	5,26	1,76	5,19	1,75	4,11	1,68	4,26	1,34	5,43	1,69	5,29	2,30	5,78	2,85	5,04	2,36	4,33	2,10	4,65	2,06	5,25	2,01	4,26	1,34
4	4,07	0,99	4,57	1,42	4,61	1,30	5,36	2,06	5,19	2,05	3,99	1,86	4,32	1,46	5,16	2,34	5,37	2,35	5,95	2,67	4,59	2,07	4,97	1,95	4,57	1,88	5,21	2,30	4,32	1,46
5	4,17	1,53	4,30	1,63	3,32	1,67	6,02	2,52	5,64	2,69	3,93	1,50	6,54	2,99	5,03	2,53	5,44	2,06	5,60	2,75	4,70	2,17	4,77	1,80	4,78	1,90	5,58	2,53	4,14	1,70
6	3,74	1,55	4,32	1,57	4,44	1,40	4,08	1,24	4,15	1,72	4,31	1,51	5,29	3,36	4,11	1,42	5,09	2,70	5,53	3,28	5,75	1,81	5,02	2,08	4,94	1,81	3,84	1,30	5,34	2,58
7	3,58	1,53	4,24	1,64	4,59	1,61	3,93	1,66	3,97	1,47	4,13	1,45	5,75	3,41	4,27	1,52	4,81	2,80	6,05	2,65	5,21	2,17	4,27	1,71	5,34	1,94	4,34	1,34	4,90	1,69
8	3,34	1,32	3,99	1,61	3,36	1,28	5,37	1,71	5,40	1,63	3,83	1,47	6,66	2,50	5,32	1,65	5,05	2,32	5,20	2,55	5,02	2,33	4,06	2,46	4,63	1,93	5,51	1,65	6,55	2,06
9	4,67	1,66	4,57	1,58	4,73	2,05	3,60	1,40	5,23	2,07	4,33	1,56	4,15	1,34	4,03	2,00	4,62	1,82	4,29	1,87	4,56	1,52	3,96	1,57	4,85	1,78	4,64	1,73	4,79	1,83
10	4,31	0,99	4,54	1,88	4,17	1,60	4,50	1,26	4,72	1,89	4,39	2,16	3,90	1,49	4,56	1,47	4,48	1,59	4,35	2,15	5,13	1,33	4,02	1,31	4,68	1,80	4,62	1,46	4,15	2,13
11	4,51	0,68	4,52	1,60	4,69	1,62	4,07	2,90	4,36	3,04	4,06	1,57	4,27	1,72	4,29	2,93	5,70	1,90	4,73	2,95	5,16	2,36	4,34	2,29	4,04	1,76	4,06	2,54	4,27	1,72
12	3,76	2,00	3,81	1,42	4,03	1,72	4,63	1,91	4,01	1,64	4,41	1,63	4,68	2,40	4,30	1,50	5,11	2,52	5,32	2,71	5,12	1,95	5,08	1,53	5,26	2,02	4,56	1,90	5,12	2,06
13	3,78	1,26	3,97	1,65	3,85	1,33	5,88	2,06	5,86	1,84	4,01	1,68	5,80	2,29	5,92	2,09	4,88	1,91	6,27	2,65	5,30	2,15	4,39	2,47	5,14	1,75	6,12	2,11	5,49	1,96

ANEXO IX (cont.). Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en grados entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba con 30 participantes.

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13		14		15	
Marc.	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
1	0,30	0,12	0,34	0,10	0,39	0,08	0,30	0,09	0,42	0,14	0,47	0,15	0,42	0,13	0,28	0,11	0,38	0,14	0,37	0,17	0,49	0,19	0,39	0,22	0,31	0,15	0,45	0,18	0,50	0,21
2	0,39	0,12	0,40	0,14	0,36	0,16	0,36	0,13	0,38	0,15	0,40	0,16	0,35	0,12	0,39	0,15	0,35	0,14	0,33	0,09	0,34	0,12	0,37	0,16	0,40	0,19	0,32	0,13	0,39	0,15
3	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,30	0,13	0,40	0,14	0,34	0,11
4	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,34	0,11	0,33	0,12	0,43	0,18	0,34	0,11
5	0,35	0,09	0,41	0,12	0,33	0,16	0,31	0,10	0,36	0,20	0,48	0,20	0,35	0,20	0,33	0,11	0,37	0,18	0,36	0,15	0,47	0,24	0,38	0,19	0,30	0,12	0,44	0,21	0,46	0,21
6	0,35	0,12	0,29	0,12	0,32	0,10	0,25	0,07	0,32	0,23	0,32	0,13	0,33	0,23	0,34	0,12	0,36	0,18	0,38	0,18	0,33	0,15	0,48	0,19	0,31	0,13	0,31	0,13	0,38	0,22
7	0,32	0,12	0,39	0,14	0,34	0,09	0,39	0,14	0,33	0,24	0,30	0,14	0,34	0,25	0,33	0,13	0,39	0,15	0,40	0,20	0,33	0,15	0,49	0,20	0,32	0,13	0,33	0,15	0,41	0,27
8	0,32	0,13	0,34	0,12	0,38	0,06	0,30	0,11	0,39	0,13	0,44	0,15	0,39	0,12	0,33	0,14	0,33	0,18	0,36	0,17	0,43	0,16	0,50	0,20	0,36	0,11	0,43	0,16	0,45	0,18
9	0,38	0,14	0,33	0,14	0,36	0,15	0,37	0,10	0,36	0,17	0,35	0,14	0,32	0,14	0,30	0,12	0,34	0,11	0,37	0,15	0,32	0,14	0,33	0,16	0,37	0,14	0,39	0,13	0,34	0,12
10	0,34	0,13	0,30	0,13	0,39	0,09	0,41	0,13	0,37	0,15	0,34	0,16	0,31	0,10	0,38	0,14	0,33	0,15	0,37	0,15	0,36	0,15	0,34	0,12	0,42	0,13	0,41	0,13	0,32	0,16
11	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,14	0,34	0,15	0,34	0,22	0,34	0,14
12	0,31	0,14	0,37	0,19	0,30	0,12	0,39	0,12	0,32	0,13	0,36	0,13	0,32	0,14	0,36	0,15	0,37	0,17	0,42	0,19	0,38	0,18	0,50	0,23	0,32	0,14	0,38	0,15	0,33	0,16
13	0,36	0,13	0,32	0,13	0,37	0,08	0,31	0,13	0,38	0,21	0,51	0,17	0,38	0,23	0,34	0,10	0,34	0,18	0,41	0,18	0,51	0,21	0,39	0,23	0,31	0,14	0,50	0,16	0,34	0,10
	16		17		18		19		20		21		22		23		24		25		26		27		28		29		30	
Marc.	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
1	0,31	0,07	0,32	0,11	0,25	0,10	0,46	0,13	0,48	0,17	0,32	0,10	0,36	0,12	0,45	0,16	0,39	0,19	0,41	0,20	0,37	0,19	0,33	0,16	0,34	0,15	0,44	0,14	0,48	0,10
2	0,34	0,10	0,41	0,11	0,35	0,11	0,36	0,14	0,40	0,15	0,34	0,13	0,42	0,12	0,36	0,16	0,36	0,12	0,34	0,14	0,43	0,15	0,37	0,13	0,41	0,14	0,33	0,11	0,36	0,17
3	0,39	0,12	0,32	0,12	0,31	0,07	0,41	0,14	0,41	0,14	0,32	0,13	0,34	0,11	0,43	0,13	0,42	0,18	0,46	0,22	0,40	0,19	0,34	0,17	0,37	0,16	0,41	0,16	0,34	0,11
4	0,32	0,08	0,36	0,11	0,36	0,10	0,42	0,16	0,41	0,16	0,31	0,15	0,34	0,11	0,41	0,18	0,42	0,19	0,47	0,21	0,36	0,16	0,39	0,15	0,36	0,15	0,41	0,18	0,34	0,11
5	0,33	0,12	0,34	0,13	0,26	0,13	0,47	0,20	0,44	0,21	0,31	0,12	0,52	0,24	0,40	0,20	0,43	0,16	0,44	0,22	0,37	0,17	0,38	0,14	0,38	0,15	0,44	0,20	0,33	0,13
6	0,29	0,12	0,34	0,12	0,35	0,11	0,32	0,10	0,33	0,14	0,34	0,12	0,42	0,26	0,32	0,11	0,40	0,21	0,44	0,26	0,45	0,14	0,40	0,16	0,39	0,14	0,30	0,10	0,42	0,20
7	0,28	0,12	0,33	0,13	0,36	0,13	0,31	0,13	0,31	0,12	0,33	0,11	0,45	0,27	0,34	0,12	0,38	0,22	0,48	0,21	0,41	0,17	0,34	0,13	0,42	0,15	0,34	0,11	0,39	0,13
8	0,26	0,10	0,31	0,13	0,26	0,10	0,42	0,13	0,43	0,13	0,30	0,12	0,52	0,20	0,42	0,13	0,40	0,18	0,41	0,20	0,40	0,18	0,32	0,19	0,36	0,15	0,43	0,13	0,52	0,16
9	0,37	0,13	0,36	0,12	0,37	0,16	0,28	0,11	0,41	0,16	0,34	0,12	0,33	0,11	0,32	0,16	0,36	0,14	0,34	0,15	0,36	0,12	0,31	0,12	0,38	0,14	0,37	0,14	0,38	0,14
10	0,34	0,08	0,36	0,15	0,33	0,13	0,35	0,10	0,37	0,15	0,35	0,17	0,31	0,12	0,36	0,12	0,35	0,13	0,34	0,17	0,40	0,10	0,32	0,10	0,37	0,14	0,36	0,11	0,33	0,17
11	0,36	0,05	0,36	0,13	0,37	0,13	0,32	0,23	0,34	0,24	0,32	0,12	0,34	0,14	0,34	0,23	0,45	0,15	0,37	0,23	0,41	0,19	0,34	0,18	0,32	0,14	0,32	0,20	0,34	0,14
12	0,30	0,16	0,30	0,11	0,32	0,14	0,36	0,15	0,32	0,13	0,35	0,13	0,37	0,19	0,34	0,12	0,40	0,20	0,42	0,21	0,40	0,15	0,40	0,12	0,41	0,16	0,36	0,15	0,40	0,16
13	0,30	0,10	0,31	0,13	0,30	0,11	0,46	0,16	0,46	0,15	0,32	0,13	0,46	0,18	0,47	0,16	0,38	0,15	0,49	0,21	0,42	0,17	0,35	0,19	0,40	0,14	0,48	0,17	0,43	0,15

ANEXO IX (cont.). Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en cm entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba con 30 participantes.

	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13		14		15	
Marc.	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
1	1,55	0,65	1,78	0,53	2,03	0,43	1,56	0,47	2,19	0,74	2,43	0,77	2,20	0,67	1,44	0,56	1,96	0,72	1,95	0,90	2,53	0,97	2,02	1,13	1,63	0,79	2,35	0,93	2,62	1,09
2	2,05	0,65	2,08	0,72	1,90	0,83	1,90	0,67	1,98	0,77	2,06	0,82	1,82	0,61	2,03	0,80	1,84	0,72	1,73	0,46	1,77	0,60	1,91	0,81	2,06	0,99	1,66	0,70	2,01	0,77
3	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,75	0,55	1,57	0,66	2,08	0,72	1,75	0,55
4	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,77	0,60	1,70	0,60	2,23	0,96	1,77	0,60
5	1,83	0,48	2,14	0,65	1,69	0,82	1,62	0,53	1,87	1,06	2,53	1,03	1,84	1,03	1,70	0,56	1,93	0,95	1,86	0,78	2,43	1,26	1,96	1,00	1,56	0,64	2,30	1,08	2,40	1,09
6	1,80	0,64	1,52	0,61	1,68	0,50	1,32	0,37	1,68	1,20	1,64	0,66	1,71	1,17	1,78	0,64	1,88	0,92	1,96	0,95	1,71	0,79	2,49	0,98	1,63	0,70	1,59	0,68	2,00	1,14
7	1,66	0,61	2,03	0,71	1,78	0,46	2,02	0,71	1,73	1,26	1,59	0,73	1,77	1,32	1,71	0,68	2,04	0,79	2,07	1,02	1,73	0,78	2,56	1,03	1,66	0,65	1,70	0,77	2,11	1,41
8	1,64	0,67	1,77	0,65	1,96	0,30	1,54	0,59	2,03	0,66	2,27	0,79	2,05	0,63	1,73	0,71	1,72	0,92	1,85	0,87	2,21	0,82	2,62	1,05	1,90	0,59	2,25	0,86	2,37	0,95
9	1,99	0,75	1,73	0,73	1,85	0,79	1,95	0,52	1,89	0,89	1,81	0,71	1,68	0,73	1,56	0,65	1,76	0,59	1,92	0,80	1,66	0,75	1,73	0,81	1,91	0,71	2,05	0,66	1,75	0,62
10	1,75	0,69	1,55	0,66	2,03	0,48	2,12	0,69	1,94	0,77	1,78	0,81	1,63	0,52	1,96	0,71	1,70	0,80	1,94	0,80	1,87	0,77	1,78	0,62	2,17	0,67	2,15	0,69	1,69	0,84
11	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,75	0,71	1,76	0,80	1,78	1,12	1,75	0,71
12	1,62	0,71	1,90	0,99	1,56	0,63	2,03	0,64	1,66	0,67	1,88	0,66	1,66	0,73	1,85	0,76	1,91	0,89	2,19	0,97	1,99	0,93	2,58	1,22	1,69	0,71	1,99	0,76	1,73	0,86
13	1,87	0,66	1,68	0,67	1,95	0,43	1,62	0,66	1,98	1,07	2,64	0,87	1,98	1,19	1,79	0,50	1,75	0,96	2,15	0,96	2,64	1,09	2,02	1,21	1,63	0,74	2,57	0,81	1,75	0,52
	16		17		18		19		20		21		22		23		24		25		26		27		28		29		30	
Marc.	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
1	1,64	0,39	1,64	0,57	1,31	0,50	2,39	0,68	2,48	0,87	1,66	0,53	1,86	0,65	2,37	0,84	2,03	0,99	2,12	1,04	1,94	1,00	1,70	0,84	1,77	0,80	2,30	0,73	2,48	0,50
2	1,79	0,54	2,12	0,59	1,80	0,57	1,85	0,75	2,07	0,79	1,78	0,69	2,16	0,64	1,86	0,85	1,88	0,64	1,78	0,74	2,23	0,77	1,93	0,70	2,11	0,75	1,72	0,58	1,85	0,86
3	2,05	0,61	1,65	0,63	1,62	0,35	2,16	0,72	2,13	0,72	1,69	0,69	1,75	0,55	2,23	0,69	2,17	0,94	2,37	1,17	2,07	0,97	1,78	0,86	1,91	0,84	2,15	0,82	1,75	0,55
4	1,67	0,41	1,87	0,58	1,89	0,53	2,20	0,84	2,13	0,84	1,64	0,76	1,77	0,60	2,12	0,96	2,20	0,96	2,44	1,09	1,88	0,85	2,04	0,80	1,87	0,77	2,14	0,94	1,77	0,60
5	1,71	0,63	1,76	0,67	1,36	0,68	2,47	1,03	2,31	1,10	1,61	0,62	2,68	1,23	2,06	1,04	2,23	0,84	2,30	1,13	1,93	0,89	1,96	0,74	1,96	0,78	2,29	1,04	1,70	0,70
6	1,53	0,64	1,77	0,64	1,82	0,57	1,67	0,51	1,70	0,71	1,77	0,62	2,17	1,38	1,69	0,58	2,09	1,11	2,27	1,34	2,36	0,74	2,06	0,85	2,03	0,74	1,57	0,53	2,19	1,06
7	1,47	0,63	1,74	0,67	1,88	0,66	1,61	0,68	1,63	0,60	1,69	0,59	2,36	1,40	1,75	0,62	1,97	1,15	2,48	1,09	2,14	0,89	1,75	0,70	2,19	0,80	1,78	0,55	2,01	0,69
8	1,37	0,54	1,64	0,66	1,38	0,52	2,20	0,70	2,21	0,67	1,57	0,60	2,73	1,03	2,18	0,68	2,07	0,95	2,13	1,05	2,06	0,96	1,66	1,01	1,90	0,79	2,26	0,68	2,69	0,84
9	1,91	0,68	1,87	0,65	1,94	0,84	1,48	0,57	2,14	0,85	1,78	0,64	1,70	0,55	1,65	0,82	1,89	0,75	1,76	0,77	1,87	0,62	1,62	0,64	1,99	0,73	1,90	0,71	1,96	0,75
10	1,77	0,41	1,86	0,77	1,71	0,66	1,85	0,52	1,94	0,77	1,80	0,89	1,60	0,61	1,87	0,60	1,84	0,65	1,78	0,88	2,10	0,55	1,65	0,54	1,92	0,74	1,89	0,60	1,70	0,87
11	1,85	0,28	1,85	0,66	1,92	0,66	1,67	1,19	1,79	1,25	1,66	0,64	1,75	0,71	1,76	1,20	2,34	0,78	1,94	1,21	2,12	0,97	1,78	0,94	1,66	0,72	1,66	1,04	1,75	0,71
12	1,54	0,82	1,56	0,58	1,65	0,71	1,90	0,78	1,64	0,67	1,81	0,67	1,92	0,98	1,76	0,62	2,10	1,03	2,18	1,11	2,10	0,80	2,08	0,63	2,16	0,83	1,87	0,78	2,10	0,84
13	1,55	0,52	1,63	0,68	1,58	0,55	2,41	0,84	2,40	0,75	1,64	0,69	2,38	0,94	2,43	0,86	2,00	0,78	2,57	1,09	2,17	0,88	1,80	1,01	2,11	0,72	2,51	0,87	2,25	0,80

ANEXO X. Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en píxeles entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba de iluminación con 4 condiciones (exterior-alta, exterior-baja, interior-alta, interior-baja) con 5 participantes.

Suj.	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13		
	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	
Exterior Alta																											
1	4,12	1,66	4,24	1,37	4,25	1,58	4,55	1,59	4,53	1,50	4,07	1,59	4,52	1,60	4,09	1,43	4,69	1,50	4,05	1,70	4,12	1,85	4,08	1,97	3,95	1,93	
2	3,66	1,37	4,07	1,33	4,35	1,45	4,56	1,30	4,47	1,52	4,32	1,70	3,97	1,69	3,68	1,18	3,99	1,65	4,08	1,71	4,07	1,67	4,02	1,50	3,94	2,01	
3	4,27	1,70	3,82	1,62	4,15	1,84	3,93	1,81	3,98	1,54	4,21	1,66	4,04	1,24	4,04	1,40	4,17	1,49	3,95	1,64	4,44	1,60	4,38	1,58	4,34	1,71	
4	4,20	1,61	4,65	1,38	4,23	1,56	4,37	1,31	3,92	1,80	4,24	1,41	3,98	1,46	3,84	1,41	4,37	1,39	3,99	1,74	3,84	1,64	5,02	1,72	4,54	1,56	
5	4,58	1,69	4,11	1,68	4,16	1,56	4,06	1,80	3,81	1,99	4,07	1,36	3,46	1,81	4,53	1,54	3,79	1,56	4,48	1,42	4,35	1,71	5,03	1,62	4,02	2,05	
Exterior Baja																											
1	3,87	1,44	3,90	1,47	3,71	1,50	4,55	1,52	3,86	1,45	4,52	1,89	4,39	1,49	4,05	1,42	4,22	1,54	4,54	1,44	3,97	1,62	4,52	1,68	3,98	1,48	
2	4,20	1,68	4,45	1,43	4,40	1,52	4,18	1,33	4,13	1,48	4,03	1,37	3,38	1,32	3,82	1,30	4,44	1,76	4,03	1,41	3,98	2,01	4,26	1,72	4,38	1,71	
3	3,95	1,41	3,48	1,69	4,09	1,23	4,05	1,27	4,47	1,53	4,28	1,43	3,94	1,78	4,00	1,61	4,28	1,48	3,75	1,47	4,16	1,63	4,27	1,36	4,44	1,53	
4	4,12	1,77	4,66	1,47	3,99	1,63	4,59	1,26	4,10	1,65	4,26	1,24	4,22	1,71	4,15	1,55	3,99	1,48	4,35	1,76	4,27	1,81	4,72	1,40	3,88	1,82	
5	4,62	1,70	4,50	1,57	4,65	1,66	4,07	1,50	4,29	1,48	4,08	1,57	4,10	1,52	3,89	1,47	4,82	1,81	4,26	1,39	4,85	1,42	4,28	1,51	3,82	1,52	
Interior Alta																											
1	4,03	1,82	4,73	1,84	4,60	1,66	4,45	1,59	4,23	1,48	4,22	1,67	3,91	1,55	3,99	1,69	4,71	1,76	4,41	1,51	4,19	1,81	3,88	1,28	4,50	1,41	
2	4,77	2,12	4,48	1,60	4,12	1,52	4,44	1,22	3,93	1,93	4,18	1,30	4,23	1,76	4,03	1,75	4,49	1,51	4,25	1,46	4,73	1,94	4,30	1,69	4,53	1,85	
3	4,12	1,67	4,23	1,30	4,02	1,49	4,52	1,53	3,93	1,38	4,44	1,45	4,30	1,27	4,73	1,64	4,47	1,51	4,35	1,35	4,13	1,38	4,20	1,93	4,38	1,89	
4	4,00	1,67	4,16	1,43	3,83	1,76	4,45	1,29	3,94	1,34	4,68	1,87	4,33	1,36	4,32	1,66	4,57	1,42	4,40	1,70	4,33	1,70	4,77	1,59	4,19	1,58	
5	4,04	1,62	4,09	1,83	4,31	1,35	4,46	1,31	4,07	1,60	4,26	1,78	4,04	1,72	4,06	1,41	4,21	1,67	4,01	1,60	3,92	1,64	4,45	1,66	3,52	1,83	
Interior Baja																											
1	3,93	1,53	4,63	1,68	4,11	1,48	3,88	1,71	4,40	1,68	4,05	1,35	3,94	1,79	4,32	1,54	4,07	1,20	3,73	1,58	4,33	1,59	4,59	1,55	4,20	1,61	
2	4,43	1,06	3,97	1,97	4,66	1,54	4,29	1,16	3,81	1,31	4,45	1,39	4,26	1,60	4,36	1,57	4,03	1,58	3,97	1,47	4,39	1,50	3,83	1,70	4,07	1,91	
3	4,41	1,54	3,98	1,86	4,35	1,40	4,30	1,76	4,24	1,59	4,11	1,78	4,70	1,64	4,62	1,64	4,38	1,43	4,08	1,74	4,66	1,78	4,19	1,54	4,25	1,60	
4	4,90	1,40	4,46	1,86	4,00	1,86	4,00	1,49	3,96	1,54	4,17	1,82	4,01	1,59	4,69	1,83	4,25	1,43	4,44	1,76	4,66	1,50	4,49	1,85	3,89	1,71	
5	4,22	1,82	4,21	1,62	3,79	1,79	4,19	1,45	3,94	1,58	4,09	1,43	4,22	1,61	3,99	1,61	4,16	1,46	4,58	1,76	4,18	1,81	4,57	1,55	4,15	1,78	

ANEXO X (cont.). Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en grados entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba de iluminación con 4 condiciones (exterior-alta, exterior-baja, interior-alta, interior-baja) con 5 participantes.

Suj.	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13		
	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	
Exterior Alta																											
1	0,32	0,13	0,33	0,11	0,33	0,12	0,36	0,13	0,36	0,12	0,32	0,13	0,36	0,13	0,32	0,11	0,37	0,12	0,32	0,13	0,32	0,15	0,32	0,16	0,31	0,15	
2	0,29	0,11	0,32	0,10	0,34	0,11	0,36	0,10	0,35	0,12	0,34	0,13	0,31	0,13	0,29	0,09	0,31	0,13	0,32	0,13	0,32	0,13	0,32	0,12	0,31	0,16	
3	0,34	0,13	0,30	0,13	0,33	0,14	0,31	0,14	0,31	0,12	0,33	0,13	0,32	0,10	0,32	0,11	0,33	0,12	0,31	0,13	0,35	0,13	0,35	0,12	0,34	0,13	
4	0,33	0,13	0,37	0,11	0,33	0,12	0,34	0,10	0,31	0,14	0,33	0,11	0,31	0,12	0,30	0,11	0,34	0,11	0,31	0,14	0,30	0,13	0,40	0,14	0,36	0,12	
5	0,36	0,13	0,32	0,13	0,33	0,12	0,32	0,14	0,30	0,16	0,32	0,11	0,27	0,14	0,36	0,12	0,30	0,12	0,35	0,11	0,34	0,13	0,40	0,13	0,32	0,16	
Exterior Baja																											
1	0,30	0,11	0,31	0,12	0,29	0,12	0,36	0,12	0,30	0,11	0,36	0,15	0,35	0,12	0,32	0,11	0,33	0,12	0,36	0,11	0,31	0,13	0,36	0,13	0,31	0,12	
2	0,33	0,13	0,35	0,11	0,35	0,12	0,33	0,11	0,33	0,12	0,32	0,11	0,27	0,10	0,30	0,10	0,35	0,14	0,32	0,11	0,31	0,16	0,34	0,14	0,35	0,13	
3	0,31	0,11	0,27	0,13	0,32	0,10	0,32	0,10	0,35	0,12	0,34	0,11	0,31	0,14	0,32	0,13	0,34	0,12	0,30	0,12	0,33	0,13	0,34	0,11	0,35	0,12	
4	0,32	0,14	0,37	0,12	0,31	0,13	0,36	0,10	0,32	0,13	0,34	0,10	0,33	0,14	0,33	0,12	0,31	0,12	0,34	0,14	0,34	0,14	0,37	0,11	0,31	0,14	
5	0,36	0,13	0,35	0,12	0,37	0,13	0,32	0,12	0,34	0,12	0,32	0,12	0,32	0,12	0,31	0,12	0,38	0,14	0,34	0,11	0,38	0,11	0,34	0,12	0,30	0,12	
Interior Alta																											
1	0,32	0,14	0,37	0,14	0,36	0,13	0,35	0,13	0,33	0,12	0,33	0,13	0,31	0,12	0,31	0,13	0,37	0,14	0,35	0,12	0,33	0,14	0,31	0,10	0,35	0,11	
2	0,38	0,17	0,35	0,13	0,32	0,12	0,35	0,10	0,31	0,15	0,33	0,10	0,33	0,14	0,32	0,14	0,35	0,12	0,33	0,11	0,37	0,15	0,34	0,13	0,36	0,15	
3	0,32	0,13	0,33	0,10	0,32	0,12	0,36	0,12	0,31	0,11	0,35	0,11	0,34	0,10	0,37	0,13	0,35	0,12	0,34	0,11	0,33	0,11	0,33	0,15	0,35	0,15	
4	0,32	0,13	0,33	0,11	0,30	0,14	0,35	0,10	0,31	0,11	0,37	0,15	0,34	0,11	0,34	0,13	0,36	0,11	0,35	0,13	0,34	0,13	0,38	0,13	0,33	0,12	
5	0,32	0,13	0,32	0,14	0,34	0,11	0,35	0,10	0,32	0,13	0,34	0,14	0,32	0,14	0,32	0,11	0,33	0,13	0,32	0,13	0,31	0,13	0,35	0,13	0,28	0,14	
Interior Baja																											
1	0,31	0,12	0,36	0,13	0,32	0,12	0,31	0,13	0,35	0,13	0,32	0,11	0,31	0,14	0,34	0,12	0,32	0,09	0,29	0,12	0,34	0,13	0,36	0,12	0,33	0,13	
2	0,35	0,08	0,31	0,16	0,37	0,12	0,34	0,09	0,30	0,10	0,35	0,11	0,34	0,13	0,34	0,12	0,32	0,12	0,31	0,12	0,35	0,12	0,30	0,13	0,32	0,15	
3	0,35	0,12	0,31	0,15	0,34	0,11	0,34	0,14	0,33	0,13	0,32	0,14	0,37	0,13	0,36	0,13	0,35	0,11	0,32	0,14	0,37	0,14	0,33	0,12	0,33	0,13	
4	0,39	0,11	0,35	0,15	0,32	0,15	0,32	0,12	0,31	0,12	0,33	0,14	0,32	0,13	0,37	0,14	0,33	0,11	0,35	0,14	0,37	0,12	0,35	0,15	0,31	0,13	
5	0,33	0,14	0,33	0,13	0,30	0,14	0,33	0,11	0,31	0,12	0,32	0,11	0,33	0,13	0,31	0,13	0,33	0,12	0,36	0,14	0,33	0,14	0,36	0,12	0,33	0,14	

ANEXO X (cont.). Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en cm entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba de iluminación con 4 condiciones (exterior-alta, exterior-baja, interior-alta, interior-baja) con 5 participantes.

Suj.	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13	
	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT
Exterior Alta																										
1	1,69	0,68	1,74	0,56	1,74	0,65	1,87	0,65	1,86	0,62	1,67	0,65	1,85	0,66	1,68	0,59	1,92	0,62	1,66	0,70	1,69	0,76	1,67	0,81	1,62	0,79
2	1,50	0,56	1,67	0,55	1,78	0,59	1,87	0,53	1,83	0,62	1,77	0,70	1,63	0,69	1,51	0,48	1,64	0,68	1,67	0,70	1,67	0,68	1,65	0,62	1,62	0,82
3	1,75	0,70	1,57	0,66	1,70	0,75	1,61	0,74	1,63	0,63	1,73	0,68	1,66	0,51	1,66	0,57	1,71	0,61	1,62	0,67	1,82	0,66	1,80	0,65	1,78	0,70
4	1,72	0,66	1,91	0,57	1,73	0,64	1,79	0,54	1,61	0,74	1,74	0,58	1,63	0,60	1,57	0,58	1,79	0,57	1,64	0,71	1,57	0,67	2,06	0,71	1,86	0,64
5	1,88	0,69	1,69	0,69	1,71	0,64	1,66	0,74	1,56	0,82	1,67	0,56	1,42	0,74	1,86	0,63	1,55	0,64	1,84	0,58	1,78	0,70	2,06	0,66	1,65	0,84
Exterior Baja																										
1	1,59	0,59	1,60	0,60	1,52	0,62	1,87	0,62	1,58	0,59	1,85	0,77	1,80	0,61	1,66	0,58	1,73	0,63	1,86	0,59	1,63	0,66	1,85	0,69	1,63	0,61
2	1,72	0,69	1,82	0,59	1,80	0,62	1,71	0,55	1,69	0,61	1,65	0,56	1,39	0,54	1,57	0,53	1,82	0,72	1,65	0,58	1,63	0,82	1,75	0,71	1,80	0,70
3	1,62	0,58	1,43	0,69	1,68	0,50	1,66	0,52	1,83	0,63	1,75	0,59	1,62	0,73	1,64	0,66	1,75	0,61	1,54	0,60	1,71	0,67	1,75	0,56	1,82	0,63
4	1,69	0,73	1,91	0,60	1,64	0,67	1,88	0,52	1,68	0,68	1,75	0,51	1,73	0,70	1,70	0,64	1,64	0,61	1,78	0,72	1,75	0,74	1,94	0,57	1,59	0,75
5	1,89	0,70	1,85	0,64	1,91	0,68	1,67	0,62	1,76	0,61	1,67	0,64	1,68	0,62	1,59	0,60	1,98	0,74	1,75	0,57	1,99	0,58	1,75	0,62	1,57	0,62
Interior Alta																										
1	1,65	0,75	1,94	0,75	1,89	0,68	1,82	0,65	1,73	0,61	1,73	0,68	1,60	0,64	1,64	0,69	1,93	0,72	1,81	0,62	1,72	0,74	1,59	0,52	1,85	0,58
2	1,96	0,87	1,84	0,66	1,69	0,62	1,82	0,50	1,61	0,79	1,71	0,53	1,73	0,72	1,65	0,72	1,84	0,62	1,74	0,60	1,94	0,80	1,76	0,69	1,86	0,76
3	1,69	0,68	1,73	0,53	1,65	0,61	1,85	0,63	1,61	0,57	1,82	0,59	1,76	0,52	1,94	0,67	1,83	0,62	1,78	0,55	1,69	0,57	1,72	0,79	1,80	0,77
4	1,64	0,68	1,71	0,59	1,57	0,72	1,82	0,53	1,62	0,55	1,92	0,77	1,78	0,56	1,77	0,68	1,87	0,58	1,80	0,70	1,78	0,70	1,96	0,65	1,72	0,65
5	1,66	0,66	1,68	0,75	1,77	0,55	1,83	0,54	1,67	0,66	1,75	0,73	1,66	0,71	1,66	0,58	1,73	0,68	1,64	0,66	1,61	0,67	1,82	0,68	1,44	0,75
Interior Baja																										
1	1,61	0,63	1,90	0,69	1,69	0,61	1,59	0,70	1,80	0,69	1,66	0,55	1,62	0,73	1,77	0,63	1,67	0,49	1,53	0,65	1,78	0,65	1,88	0,64	1,72	0,66
2	1,82	0,43	1,63	0,81	1,91	0,63	1,76	0,48	1,56	0,54	1,82	0,57	1,75	0,66	1,79	0,64	1,65	0,65	1,63	0,60	1,80	0,62	1,57	0,70	1,67	0,78
3	1,81	0,63	1,63	0,76	1,78	0,57	1,76	0,72	1,74	0,65	1,69	0,73	1,93	0,67	1,89	0,67	1,80	0,59	1,67	0,71	1,91	0,73	1,72	0,63	1,74	0,66
4	2,01	0,57	1,83	0,76	1,64	0,76	1,64	0,61	1,62	0,63	1,71	0,75	1,64	0,65	1,92	0,75	1,74	0,59	1,82	0,72	1,91	0,62	1,84	0,76	1,59	0,70
5	1,73	0,75	1,73	0,66	1,55	0,73	1,72	0,59	1,62	0,65	1,68	0,59	1,73	0,66	1,64	0,66	1,71	0,60	1,88	0,72	1,71	0,74	1,87	0,64	1,70	0,73

ANEXO XI. Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en píxeles entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba pre- y post- ejecución de una tarea real de escalada con el instrumento de medida en 5 participantes.

Suj.	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13		
	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	
PRE-EJECUCIÓN																											
1	3,66	1,34	4,01	1,78	3,56	1,41	4,74	1,86	4,11	1,86	4,28	1,61	3,46	1,92	3,41	1,95	4,36	1,54	3,86	1,57	4,33	1,42	4,36	1,69	3,87	1,76	
2	4,03	1,71	4,12	1,20	3,75	1,77	4,25	1,22	4,87	1,84	3,85	1,25	3,89	1,60	3,68	1,56	4,43	1,76	4,15	1,92	3,98	1,40	3,51	1,17	3,74	1,89	
3	3,98	1,95	4,04	1,25	3,63	1,30	4,75	1,33	4,03	1,30	4,61	1,92	3,75	1,28	3,75	1,62	4,52	1,31	3,71	1,86	3,82	1,81	3,94	1,70	3,97	1,62	
4	3,91	1,19	3,94	1,59	4,18	1,55	4,15	1,84	4,36	1,56	4,09	1,45	3,92	1,53	3,87	1,22	4,90	1,68	3,51	1,38	4,13	1,12	4,27	1,47	3,68	1,34	
5	3,64	1,87	3,74	1,88	3,41	1,22	4,86	1,60	3,99	1,65	4,29	1,64	4,27	1,34	3,49	1,26	3,89	1,80	3,97	1,48	3,74	1,18	3,35	1,65	3,54	1,25	
POST-EJECUCIÓN																											
1	4,03	1,68	4,36	1,91	4,06	1,71	4,65	1,28	4,56	1,29	3,71	1,94	3,58	1,93	3,75	1,10	4,80	1,78	3,74	1,31	4,58	1,65	3,89	1,46	3,80	1,76	
2	3,48	1,84	3,74	1,94	3,93	1,33	4,30	1,38	3,97	1,11	4,00	1,28	3,73	1,52	3,58	1,61	4,11	1,16	3,26	1,63	3,75	1,44	3,74	1,28	3,70	1,70	
3	3,98	1,36	3,60	1,47	3,63	1,88	4,94	1,37	4,24	1,51	4,55	1,37	3,65	1,35	3,56	1,76	4,52	1,57	3,38	1,91	4,22	1,50	4,01	1,40	3,50	1,32	
4	3,96	1,28	4,45	1,17	3,56	1,79	4,55	1,60	4,23	1,88	4,39	1,33	4,24	1,34	3,78	1,19	3,95	1,19	3,81	1,75	3,94	1,45	3,76	1,38	4,44	1,91	
5	4,07	1,51	4,00	1,87	3,65	1,80	4,88	1,56	4,18	1,30	3,97	1,76	3,81	1,20	3,95	1,78	4,67	1,20	3,24	1,49	3,13	1,22	3,93	1,31	3,68	1,83	

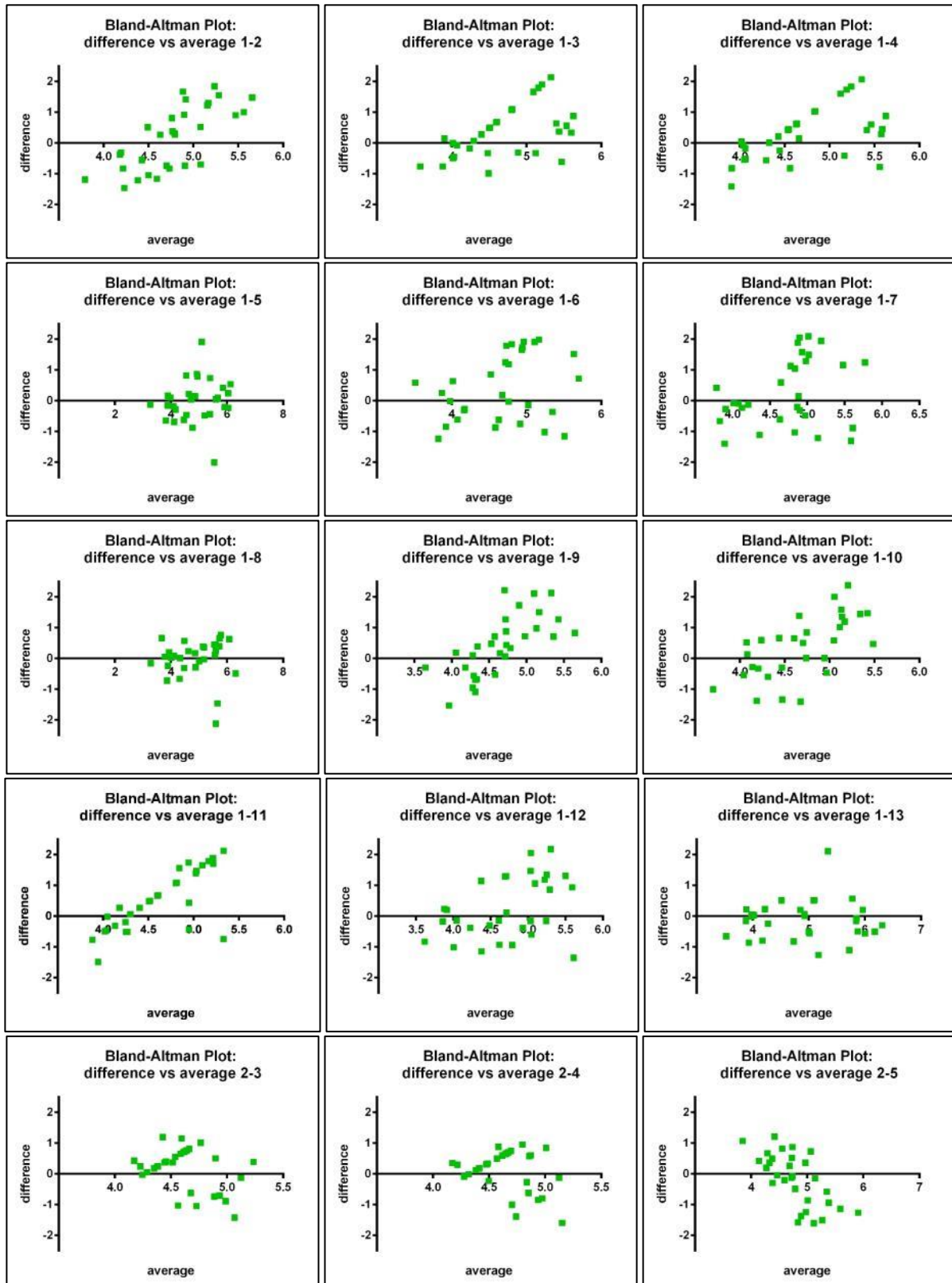
ANEXO XI (cont.). Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en grados entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba pre- y post- ejecución de una tarea real de escalada con el instrumento de medida en 5 participantes.

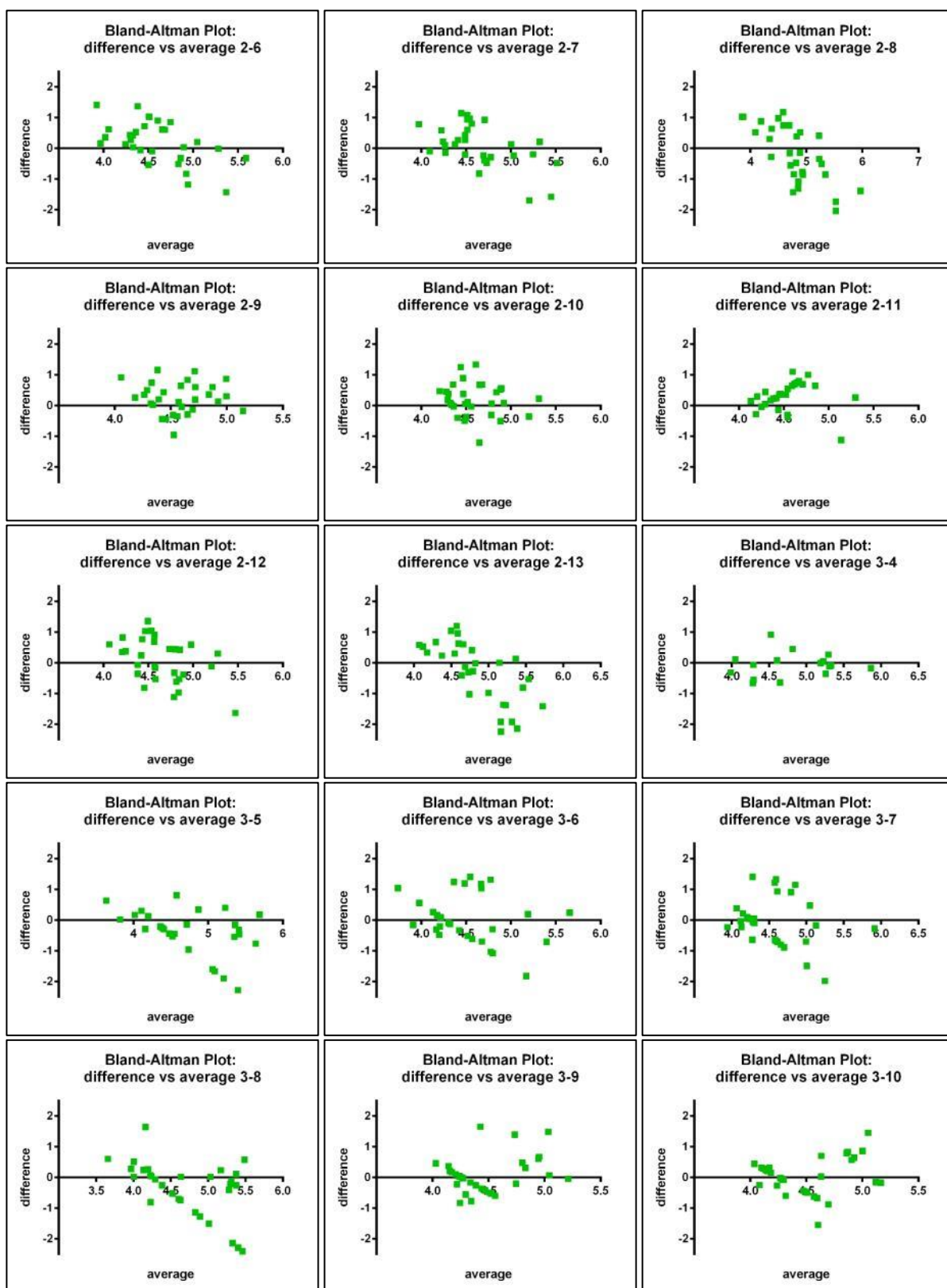
Suj.	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13		
	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	
PRE-EJECUCIÓN																											
1	0,29	0,11	0,32	0,14	0,28	0,11	0,37	0,15	0,32	0,15	0,34	0,13	0,27	0,15	0,27	0,15	0,34	0,12	0,30	0,12	0,34	0,11	0,34	0,13	0,30	0,14	
2	0,32	0,13	0,32	0,09	0,30	0,14	0,34	0,10	0,38	0,14	0,30	0,10	0,31	0,13	0,29	0,12	0,35	0,14	0,33	0,15	0,31	0,11	0,28	0,09	0,29	0,15	
3	0,31	0,15	0,32	0,10	0,29	0,10	0,37	0,10	0,32	0,10	0,36	0,15	0,30	0,10	0,30	0,13	0,36	0,10	0,29	0,15	0,30	0,14	0,31	0,13	0,31	0,13	
4	0,31	0,09	0,31	0,13	0,33	0,12	0,33	0,14	0,34	0,12	0,32	0,11	0,31	0,12	0,30	0,10	0,39	0,13	0,28	0,11	0,33	0,09	0,34	0,12	0,29	0,11	
5	0,29	0,15	0,29	0,15	0,27	0,10	0,38	0,13	0,31	0,13	0,34	0,13	0,34	0,11	0,27	0,10	0,31	0,14	0,31	0,12	0,29	0,09	0,26	0,13	0,28	0,10	
POST-EJECUCIÓN																											
1	0,32	0,13	0,34	0,15	0,32	0,13	0,37	0,10	0,36	0,10	0,29	0,15	0,28	0,15	0,30	0,09	0,38	0,14	0,29	0,10	0,36	0,13	0,31	0,12	0,30	0,14	
2	0,27	0,14	0,29	0,15	0,31	0,10	0,34	0,11	0,31	0,09	0,32	0,10	0,29	0,12	0,28	0,13	0,32	0,09	0,26	0,13	0,30	0,11	0,29	0,10	0,29	0,13	
3	0,31	0,11	0,28	0,12	0,29	0,15	0,39	0,11	0,33	0,12	0,36	0,11	0,29	0,11	0,28	0,14	0,36	0,12	0,27	0,15	0,33	0,12	0,32	0,11	0,28	0,10	
4	0,31	0,10	0,35	0,09	0,28	0,14	0,36	0,13	0,33	0,15	0,35	0,10	0,33	0,11	0,30	0,09	0,31	0,09	0,30	0,14	0,31	0,11	0,30	0,11	0,35	0,15	
5	0,32	0,12	0,32	0,15	0,29	0,14	0,38	0,12	0,33	0,10	0,31	0,14	0,30	0,09	0,31	0,14	0,37	0,09	0,26	0,12	0,25	0,10	0,31	0,10	0,29	0,14	

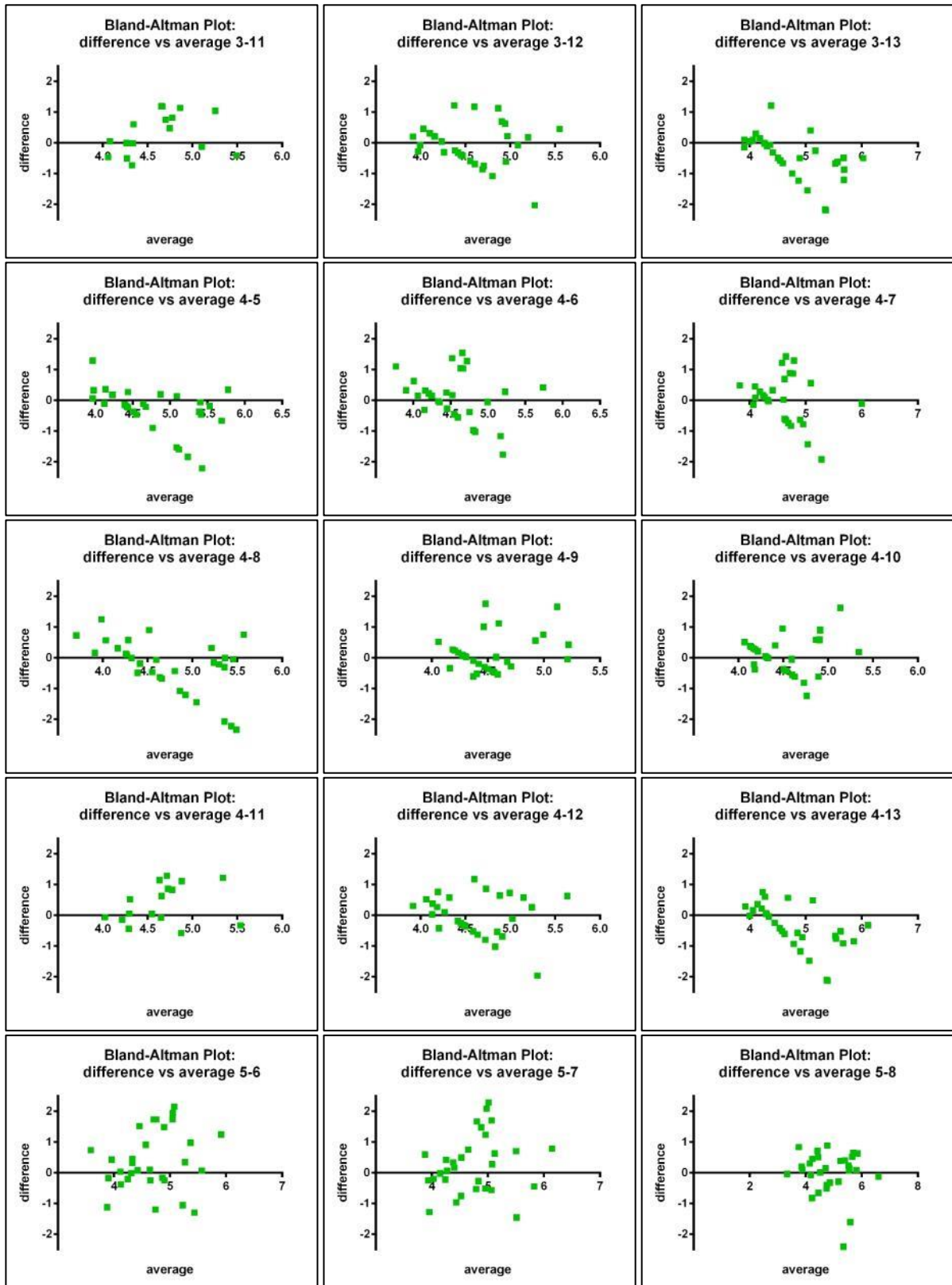
ANEXO XI (cont.). Estadísticos descriptivos de media (M) y desviación típica (DT) de la diferencia en cm entre el punto local y los 13 marcadores en la prueba pre- y post- ejecución de una tarea real de escalada con el instrumento de medida en 5 participantes.

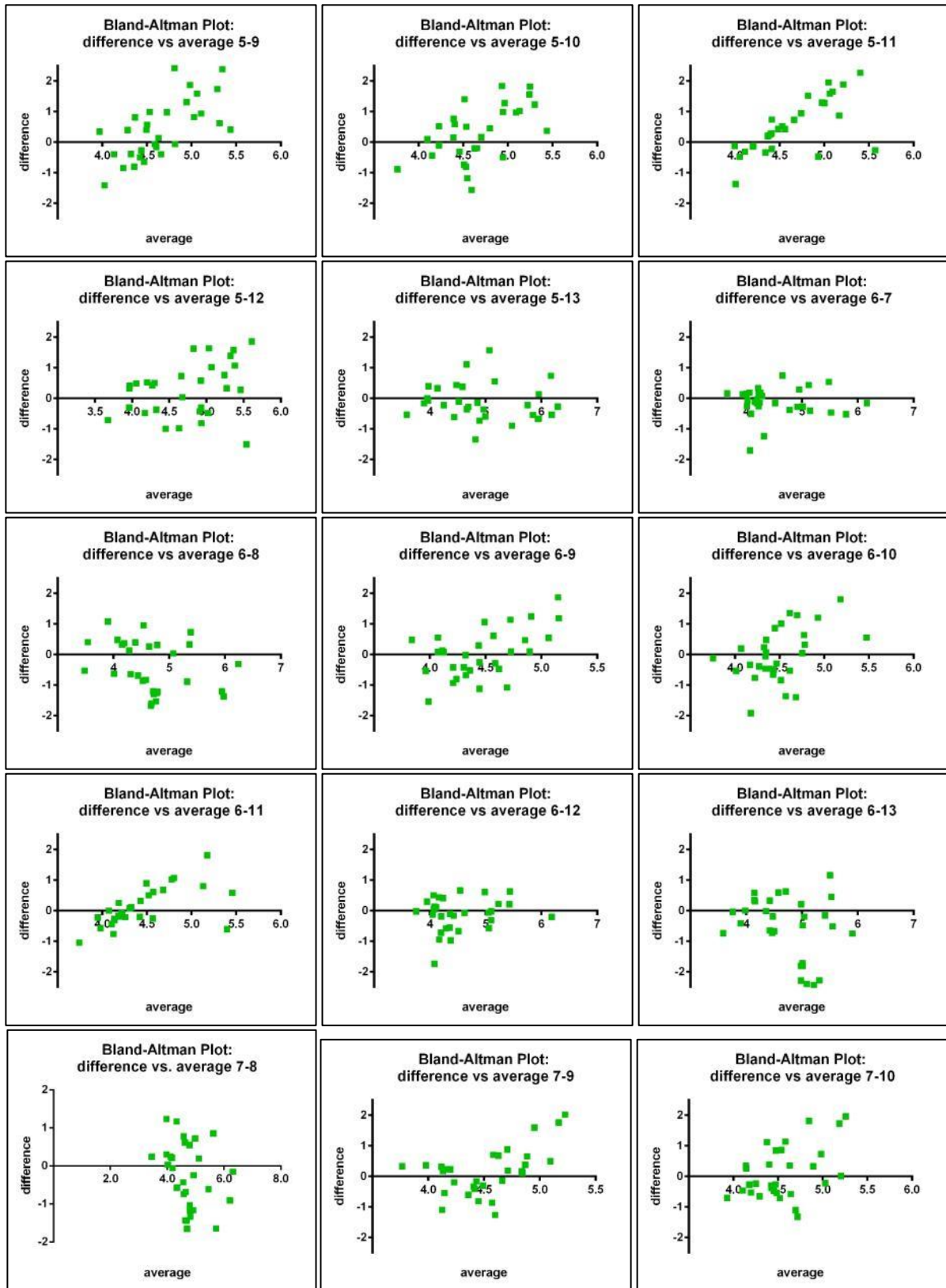
	1		2		3		4		5		6		7		8		9		10		11		12		13		
Suj.	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	M	DT	
PRE-EJECUCIÓN																											
1	1,50	0,55	1,64	0,73	1,46	0,58	1,94	0,76	1,69	0,76	1,75	0,66	1,42	0,79	1,40	0,80	1,79	0,63	1,58	0,64	1,78	0,58	1,79	0,69	1,59	0,72	
2	1,65	0,70	1,69	0,49	1,54	0,73	1,74	0,50	2,00	0,75	1,58	0,51	1,59	0,66	1,51	0,64	1,82	0,72	1,70	0,79	1,63	0,57	1,44	0,48	1,53	0,77	
3	1,63	0,80	1,66	0,51	1,49	0,53	1,95	0,55	1,65	0,53	1,89	0,79	1,54	0,52	1,54	0,66	1,85	0,54	1,52	0,76	1,57	0,74	1,62	0,70	1,63	0,66	
4	1,60	0,49	1,62	0,65	1,71	0,64	1,70	0,75	1,79	0,64	1,68	0,59	1,61	0,63	1,59	0,50	2,01	0,69	1,44	0,57	1,69	0,46	1,75	0,60	1,51	0,55	
5	1,49	0,77	1,53	0,77	1,40	0,50	1,99	0,66	1,64	0,68	1,76	0,67	1,75	0,55	1,43	0,52	1,59	0,74	1,63	0,61	1,53	0,48	1,37	0,68	1,45	0,51	
POST-EJECUCIÓN																											
1	1,65	0,69	1,79	0,78	1,66	0,70	1,91	0,52	1,87	0,53	1,52	0,80	1,47	0,79	1,54	0,45	1,97	0,73	1,53	0,54	1,88	0,68	1,59	0,60	1,56	0,72	
2	1,43	0,75	1,53	0,80	1,61	0,55	1,76	0,57	1,63	0,46	1,64	0,52	1,53	0,62	1,47	0,66	1,69	0,48	1,34	0,67	1,54	0,59	1,53	0,52	1,52	0,70	
3	1,63	0,56	1,48	0,60	1,49	0,77	2,03	0,56	1,74	0,62	1,87	0,56	1,50	0,55	1,46	0,72	1,85	0,64	1,39	0,78	1,73	0,62	1,64	0,57	1,44	0,54	
4	1,62	0,52	1,82	0,48	1,46	0,73	1,87	0,66	1,73	0,77	1,80	0,55	1,74	0,55	1,55	0,49	1,62	0,49	1,56	0,72	1,62	0,59	1,54	0,57	1,82	0,78	
5	1,67	0,62	1,64	0,77	1,50	0,74	2,00	0,64	1,71	0,53	1,63	0,72	1,56	0,49	1,62	0,73	1,91	0,49	1,33	0,61	1,28	0,50	1,61	0,54	1,51	0,75	

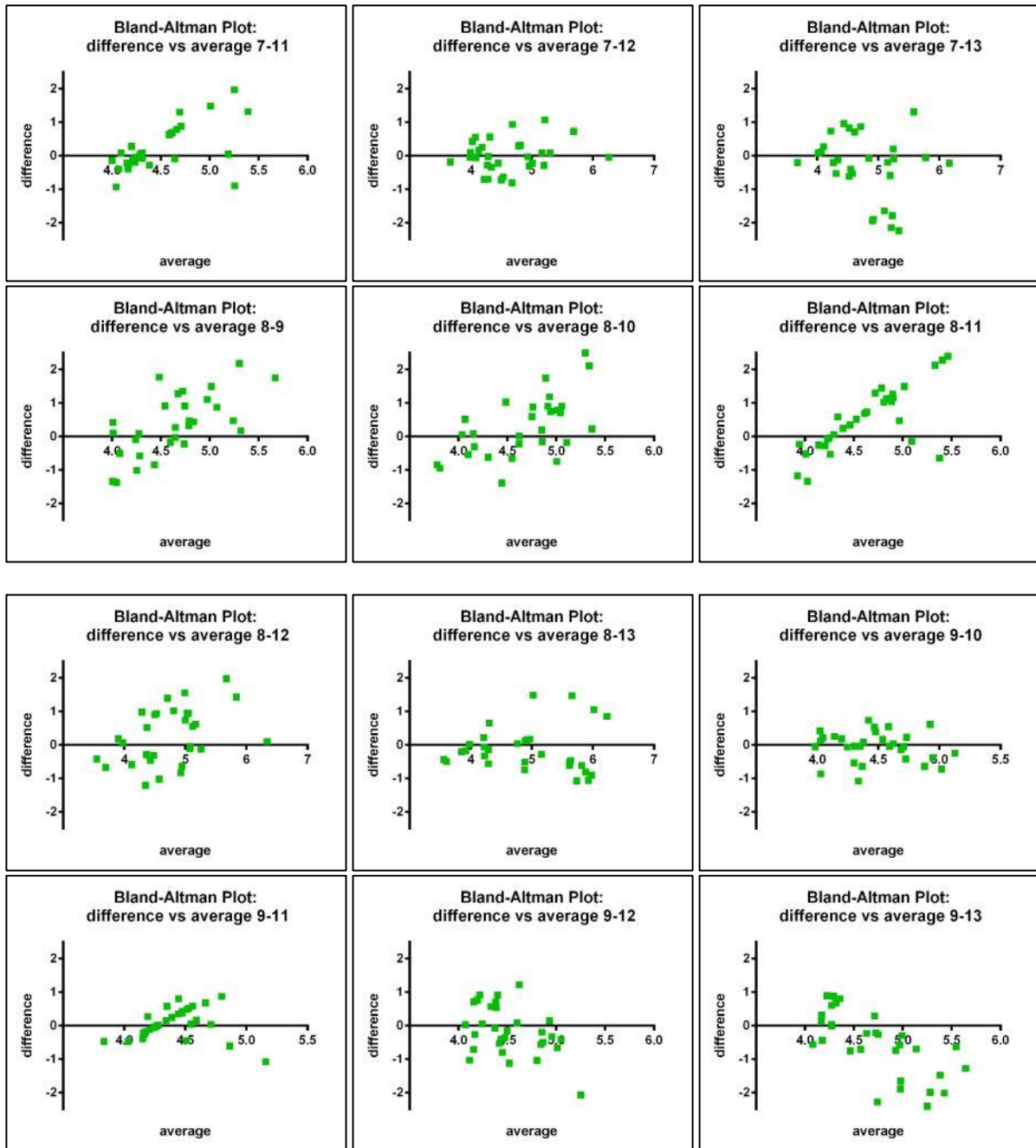
ANEXO XII. Gráficos Bland-Altman para los 30 sujetos.

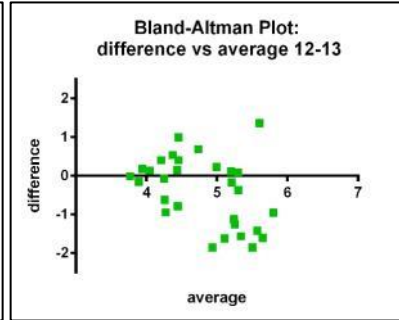
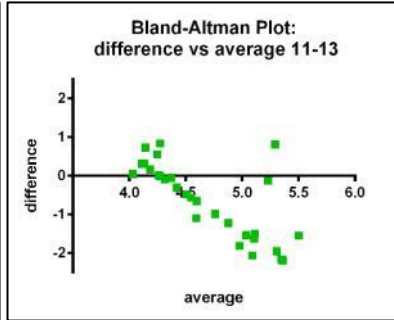
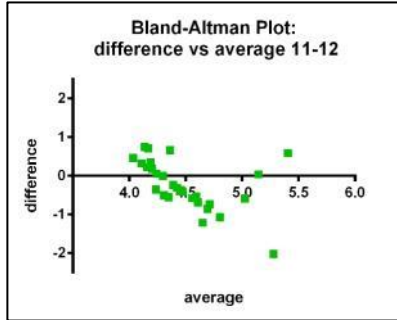
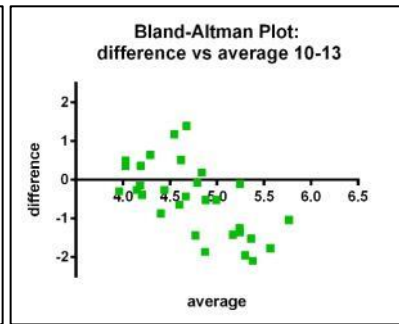
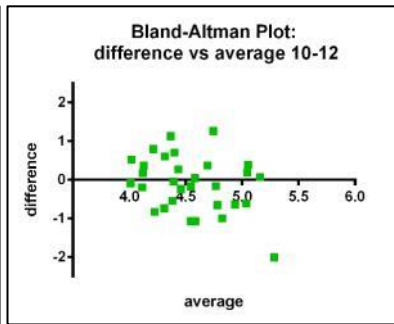
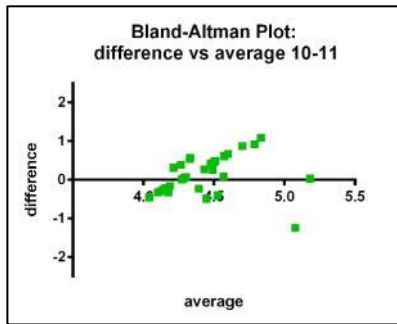








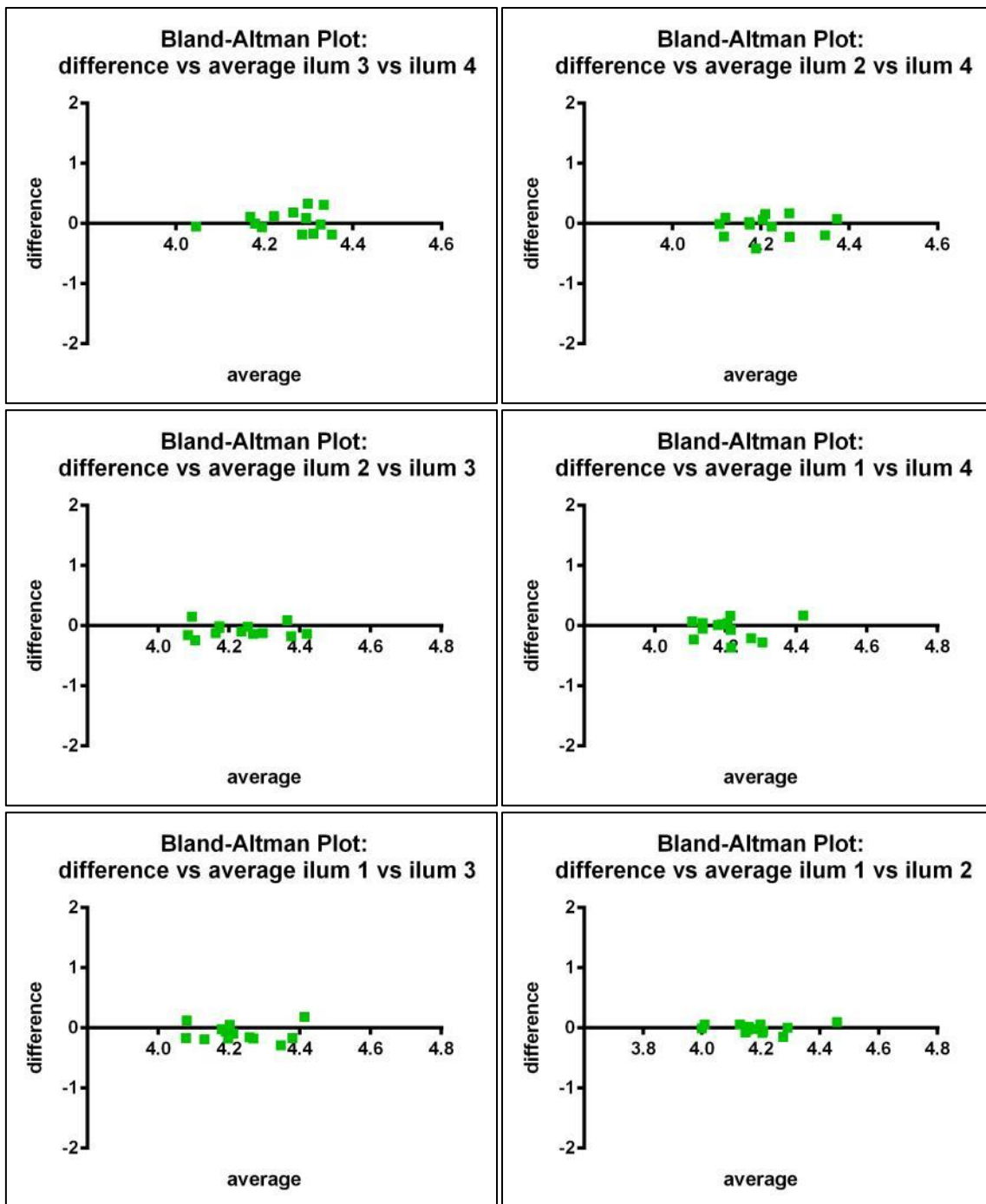




ANEXO XIII. Tabla 5.4. Tabla de la media de error de los 30 sujetos en los 13 puntos.

	Pto	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Error	1	0,18	0,33	0,27	-0,01	0,39	0,27	0,00	0,42	0,37	0,50	0,27	-0,13	
DT Error		1,02	0,83	0,85	0,69	1,07	1,11	0,62	0,98	1,01	0,98	1,00	0,65	
95% Límites	De	-1,83	-1,28	-1,40	-1,36	-1,71	-1,90	-1,23	-1,50	-1,60	-1,42	-1,69	-1,40	
	Hasta	2,18	1,95	1,94	1,35	2,50	2,44	1,22	2,34	2,35	2,42	2,23	1,14	
Error	2		0,16	0,09	-0,18	0,22	0,09	-0,18	0,24	0,20	0,32	0,09	-0,30	
DT Error			0,69	0,68	0,85	0,69	0,70	0,92	0,51	0,54	0,46	0,72	1,00	
95% Límites	De		-1,20	-1,23	-1,86	-1,13	-1,29	-1,98	-0,75	-0,86	-0,59	-1,32	-2,26	
	Hasta		1,51	1,42	1,49	1,56	1,47	1,62	1,24	1,26	1,23	1,50	1,66	
Error	3			-0,06	-0,34	0,06	-0,07	-0,34	0,09	0,04	0,16	-0,07	-0,46	
DT Error				0,29	0,73	0,80	0,81	0,90	0,62	0,62	0,51	0,70	0,72	
95% Límites	De			-0,64	-1,77	-1,51	-1,66	-2,10	-1,14	-1,18	-0,83	-1,44	-1,88	
	Hasta			0,51	1,09	1,62	1,53	1,43	1,31	1,26	1,16	1,31	0,95	
Error	4				-0,28	0,12	0,00	-0,27	0,15	0,10	0,23	0,00	-0,40	
DT Error					0,73	0,77	0,78	0,90	0,61	0,61	0,49	0,67	0,73	
95% Límites	De				-1,70	-1,39	-1,53	-2,03	-1,05	-1,09	-0,73	-1,32	-1,83	
	Hasta				1,15	1,63	1,53	1,48	1,35	1,30	1,19	1,31	1,03	
Error	5					0,40	0,28	0,00	0,43	0,38	0,50	0,27	-0,12	
DT Error						0,98	0,95	0,70	0,96	0,98	0,87	0,88	0,61	
95% Límites	De					-1,52	-1,59	-1,37	-1,46	-1,55	-1,21	-1,45	-1,33	
	Hasta					2,31	2,14	1,37	2,32	2,30	2,22	2,00	1,08	
Error	6						-0,12	-0,40	0,03	-0,02	0,11	-0,12	-0,52	
DT Error							0,49	0,83	0,80	0,87	0,62	0,54	1,01	
95% Límites	De						-1,07	-2,03	-1,54	-1,72	-1,12	-1,19	-2,50	
	Hasta						0,83	1,23	1,59	1,69	1,33	0,94	1,46	
Error	7							-0,27	0,15	0,10	0,23	0,00	-0,40	
DT Error								0,86	0,78	0,85	0,68	0,48	1,04	
95% Límites	De							-1,96	-1,37	-1,57	-1,11	-0,94	-2,44	
	Hasta							1,42	1,67	1,78	1,56	0,94	1,65	
Error	8								0,42	0,38	0,50	0,27	-0,12	
DT Error									0,99	1,01	0,96	0,83	0,67	
95% Límites	De								-1,51	-1,60	-1,38	-1,36	-1,44	
	Hasta								2,36	2,36	2,38	1,91	1,19	
Error	9									-0,05	0,08	-0,15	-0,55	
DT Error										0,45	0,45	0,73	0,96	
95% Límites	De									-0,93	-0,81	-1,59	-2,44	
	Hasta									0,84	0,97	1,28	1,34	
Error	10										0,12	-0,11	-0,50	
DT Error											0,51	0,72	0,93	
95% Límites	De										-0,87	-1,52	-2,32	
	Hasta										1,12	1,31	1,32	
Error	11											-0,23	-0,63	
DT Error												0,63	0,95	
95% Límites	De											-1,47	-2,49	
	Hasta											1,01	1,24	
Error	12													-0,40
DT Error														0,88
95% Límites	De													-2,12
	Hasta													1,33

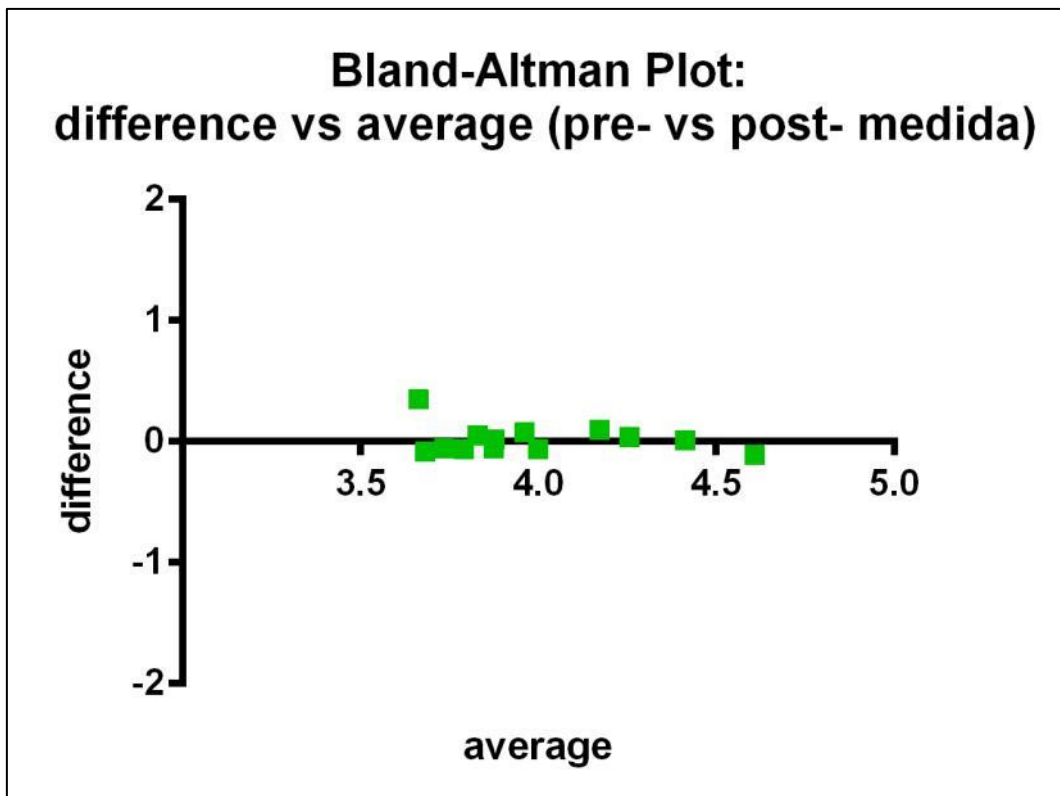
ANEXO XIV. Gráficos Bland-Altman para las pruebas en diferentes condiciones de luminosidad.



ANEXO XV. Tabla 5.6. Tabla para las pruebas en diferentes condiciones de luminosidad.

		Pto.	2	3	4
Error		1	-0,01	-0,09	-0,05
DT Error			0,07	0,14	0,17
95%	De		-0,14	-0,36	-0,38
Límites	Hasta		0,12	0,18	0,28
Error		2		-0,08	-0,04
DT Error				0,11	0,17
95%	De			-0,29	-0,38
Límites	Hasta			0,14	0,30
Error		3			0,04
DT Error					0,17
95%	De				-0,30
Límites	Hasta				0,38

ANEXO XVI. Gráficos Bland-Altman para las pruebas pre-post.

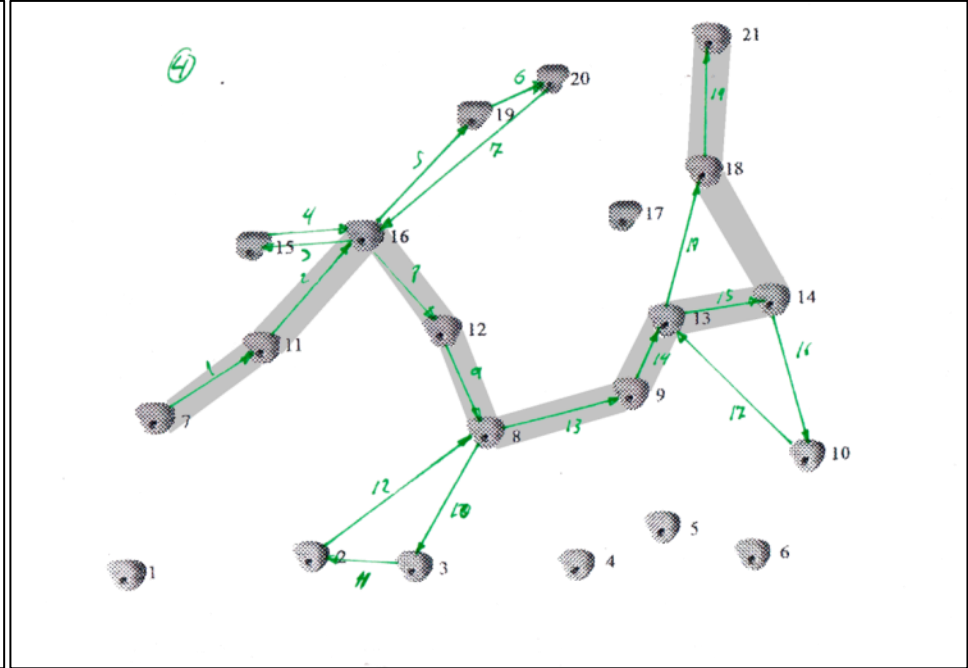
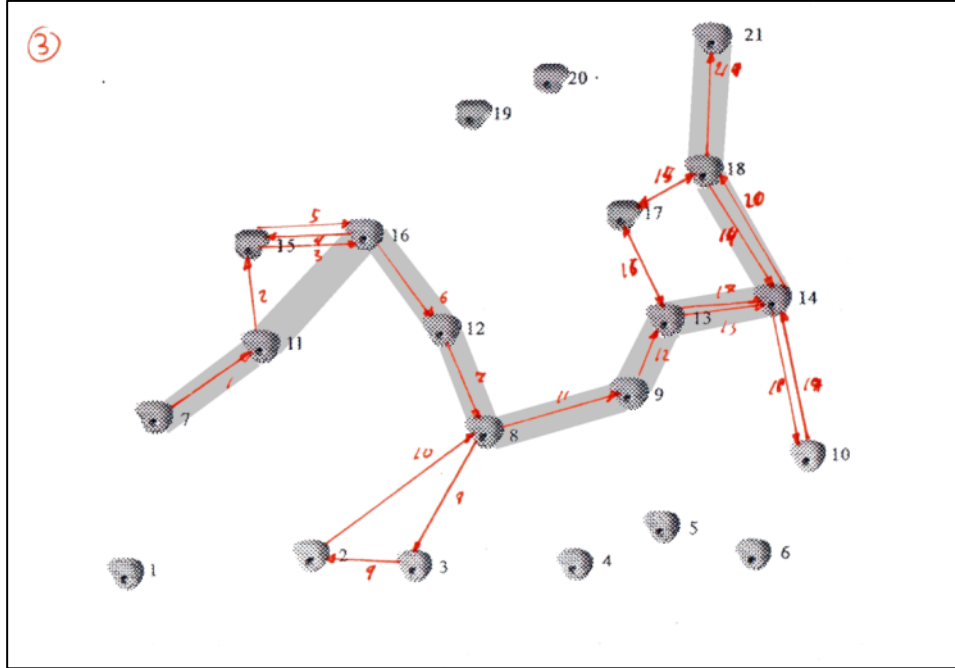
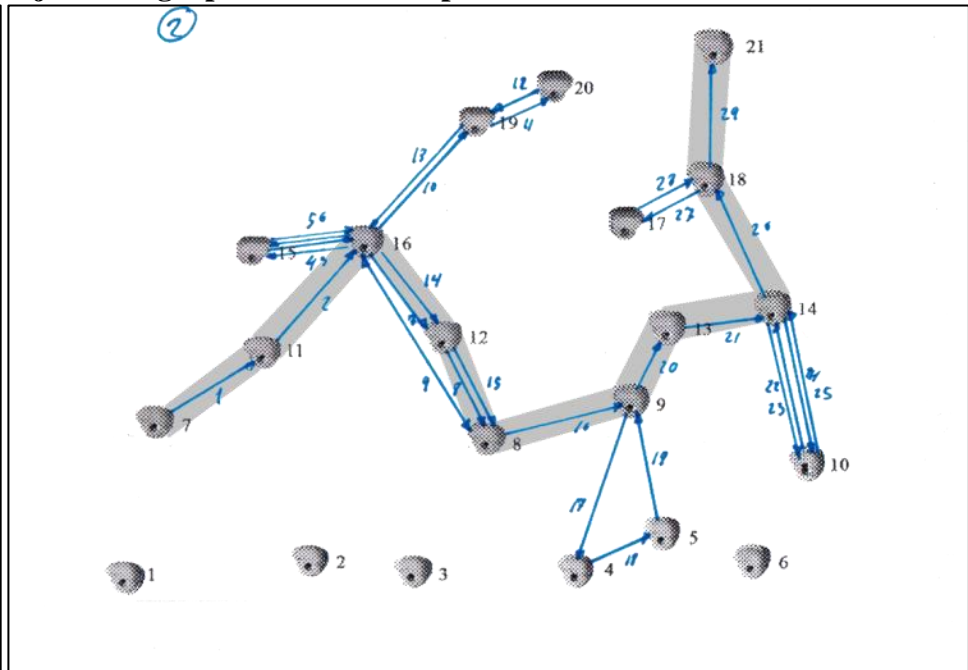
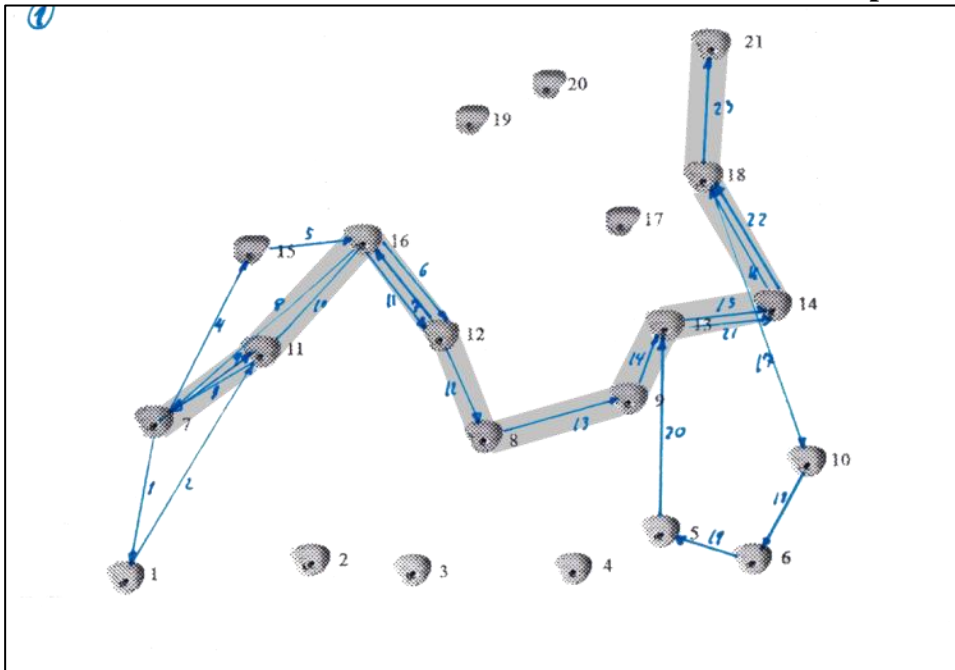


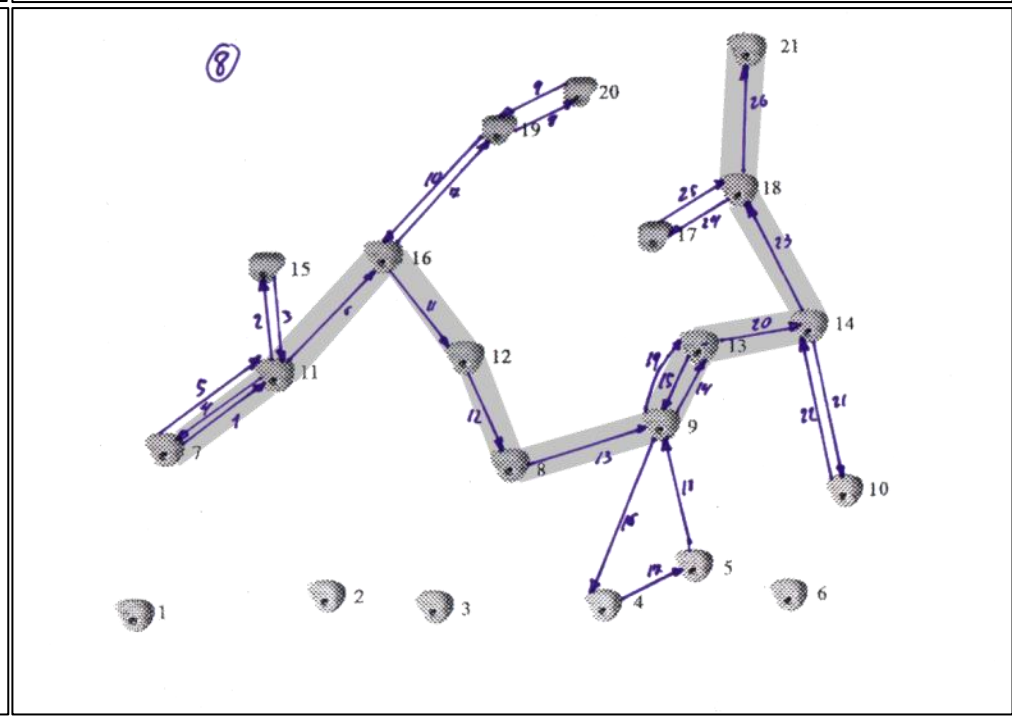
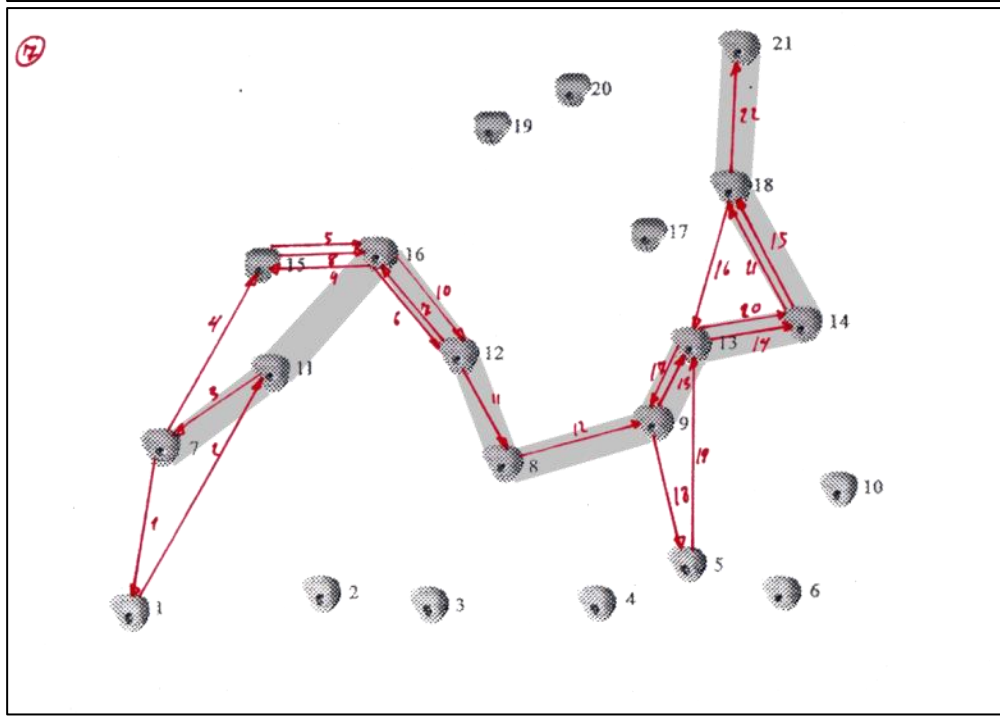
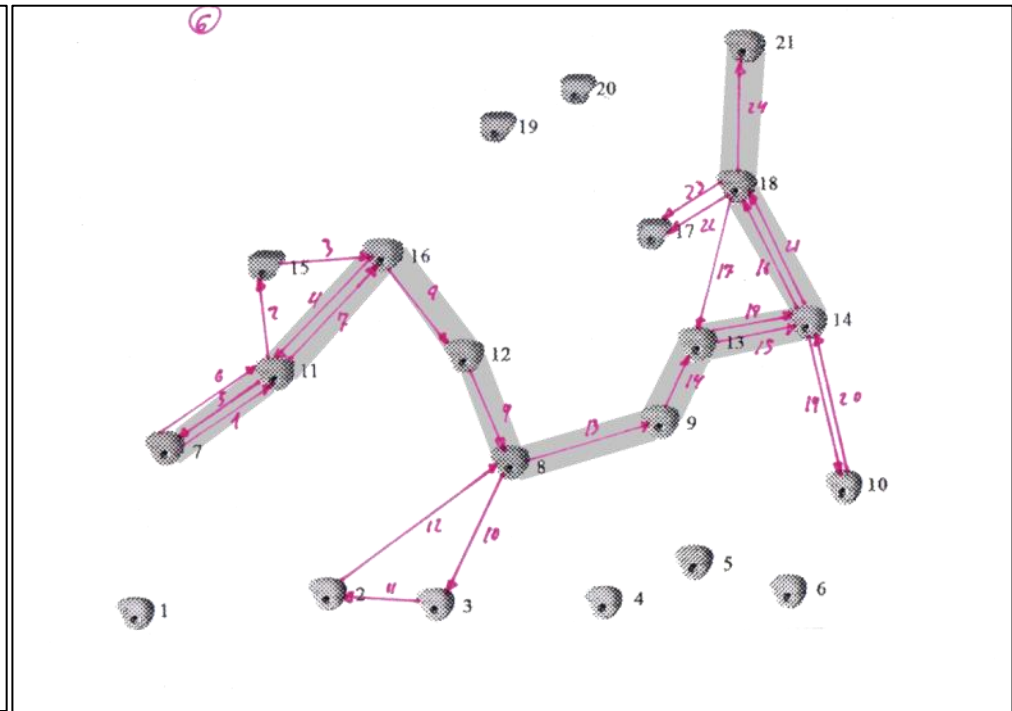
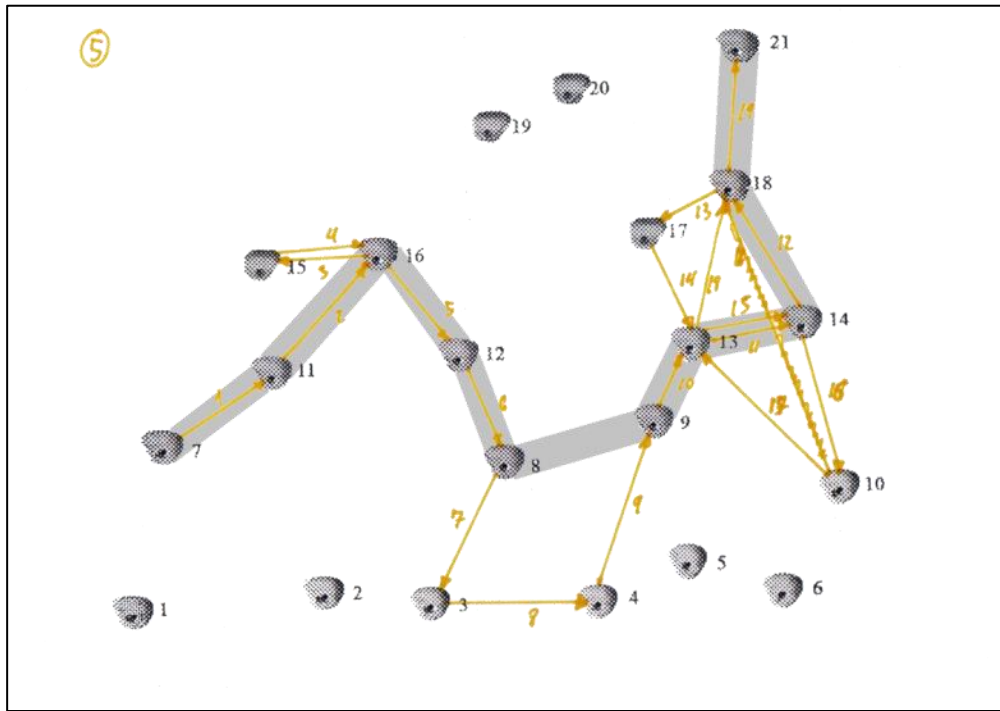
ANEXO XVII. Tabla descriptivos del número y tiempo de fijación visual total por escalador en cada presa del rocódromo.

NS	GP	Nf 1	Tfij 1	Nf 2	Tfij 2	Nf 3	Tfij 3	Nf 4	Tfij 4	Nf 5	Tfij 5	Nf 6	Tfij 6	Nf 7	Tfij 7	Nf 8	Tfij 8	Nf 9	Tfij 9	Nf 10	Tfij 10	Nf 11	Tfij 11
1	2	1	231	0	0	0	0	0	0	1	297	1	198	3	1650	1	561	1	528	1	198	2	990
2	2	0	0	0	0	0	0	1	198	1	462	0	0	1	495	2	528	2	660	2	627	1	660
3	2	0	0	1	231	1	198	0	0	0	0	0	0	1	825	8	957	1	858	1	198	1	495
4	2	0	0	1	264	1	231	0	0	0	0	0	0	1	825	2	858	1	627	1	231	1	627
5	2	0	0	0	0	1	231	1	264	0	0	0	0	1	693	1	495	1	627	1	297	1	627
6	2	0	0	1	264	1	231	0	0	0	0	0	0	2	1023	2	825	1	627	1	231	3	1221
7	2	1	231	0	0	0	0	0	0	1	231	0	0	2	1254	1	594	2	990	0	0	1	660
8	2	0	0	0	0	0	0	1	198	1	198	0	0	2	1254	1	330	3	693	1	198	3	1188
9	2	0	0	0	0	0	0	1	198	1	198	0	0	2	924	1	363	1	330	1	231	2	660
10	1	0	0	0	0	0	0	1	198	1	231	0	0	1	528	3	891	3	759	1	231	2	627
11	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	1056	1	297	1	330	1	198	3	726
12	1	0	0	0	0	1	231	0	0	1	231	1	198	2	759	1	231	1	363	1	330	2	660
13	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	759	1	297	1	198	0	0	2	792
14	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	198	2	924	1	297	1	363	1	231	4	1353
15	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	198	1	231	1	528	1	231	3	693	1	231	2	561
16	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	693	0	0	1	330	0	0	1	429
17	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	2	858	0	0	0	0	0	0	2	528
18	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	693	0	0	1	198	0	0	1	330

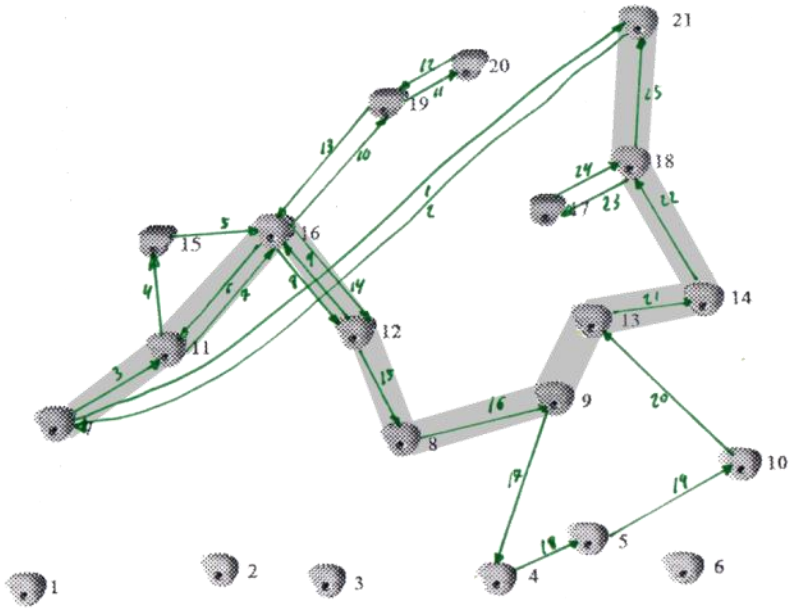
NS	GP	Nf 12	Tfij 12	Nf 13	Tfij 13	Nf 14	Tfij 14	Nf 15	Tfij 15	Nf 16	Tfij 16	Nf 17	Tfij 17	Nf 18	Tfij 18	Nf 19	Tfij 19	Nf 20	Tfij 20	Nf 21	Tfij 21	Nf Tot	Tfij total	T Visu.
1	2	2	1122	2	693	2	792	1	198	3	1881	0	0	2	1056	0	0	0	0	1	792	24	11187	16,36
2	2	2	528	1	231	3	1518	2	627	5	2475	1	231	2	1089	2	1122	1	396	1	726	30	12573	15,89
3	2	1	462	3	726	3	825	2	561	2	1485	1	198	2	1122	0	0	0	0	1	660	22	9801	12,87
4	2	1	528	2	924	1	561	1	231	3	2013	0	0	1	891	1	297	1	330	1	759	20	10197	13,78
5	2	1	528	3	1650	2	1122	1	231	2	1419	1	231	2	1155	0	0	0	0	1	759	20	10329	12,15
6	2	1	396	2	858	3	1056	1	594	2	1221	1	297	3	2541	0	0	0	0	1	924	25	12309	14,93
7	2	2	990	3	858	2	891	2	495	3	1782	0	0	2	1023	0	0	0	0	1	891	23	10890	14,48
8	2	1	396	2	495	2	594	1	363	2	891	1	198	2	726	2	528	1	264	1	792	27	9306	11,47
9	2	2	759	1	330	1	363	1	264	4	1650	1	231	2	792	2	528	1	297	2	1089	26	9207	11,66
10	1	2	693	3	957	1	264	1	231	5	1914	1	495	3	1188	2	495	2	462	1	462	34	10626	12,17
11	1	2	594	3	825	1	264	0	0	5	1947	3	660	3	990	2	462	2	528	2	990	32	9867	11,57
12	1	2	429	3	726	3	759	2	594	4	1386	2	528	2	561	3	693	2	462	2	825	35	9966	12,82
13	1	1	429	1	231	1	231	1	297	3	1518	1	297	3	1320	1	297	2	759	2	1254	22	8679	9,95
14	1	3	825	2	462	1	264	2	429	5	1452	2	462	3	1023	2	462	2	429	1	330	33	9504	10,87
15	1	3	957	4	1188	2	693	2	429	3	1023	1	231	2	660	1	231	2	495	1	561	31	9141	10,56
16	1	1	396	1	462	1	297	0	0	1	1056	1	297	1	462	1	330	1	297	1	627	12	5676	7,65
17	1	1	363	2	726	2	528	1	297	1	594	2	627	2	891	0	0	0	0	2	891	17	6303	8,08
18	1	2	594	1	231	1	297	1	297	3	1353	1	429	2	825	1	297	2	396	1	495	18	6435	7,99

ANEXO XVIII. Secuencias de visualización efectuadas por los sujetos del grupo avanzado comparadas con la secuencia ideal.





9



ANEXO XIX. Secuencias de visualización efectuadas por los sujetos del grupo avanzado comparadas con la secuencia ideal.

