



UNIVERSIDAD DE DEUSTO

SISTEMA DE TELE-CONSULTA Y AYUDA
AL DIAGNÓSTICO MEDIANTE PROCESADO
DE IMAGEN BASADO EN WEB

Tesis doctoral presentada por Gonzalo Eguíluz Pérez dentro del
Programa de Doctorado en Ingeniería Informática y Telecomunicación

Dirigida por Dra. M^a Begoña García-Zapirain Soto



UNIVERSIDAD DE DEUSTO

SISTEMA DE TELE-CONSULTA Y AYUDA
AL DIAGNÓSTICO MEDIANTE PROCESADO
DE IMAGEN BASADO EN WEB

Programa de Doctorado en Ingeniería Informática y Telecomunicación

Doctorando

Gonzalo Eguíluz Pérez

Directora

Dra. M^a Begoña García-Zapirain Soto

Julio 2015

Tu ayuda ha sido fundamental y has estado conmigo incluso en los momentos más difíciles. Este proyecto no fue fácil, pero estuviste motivándome y ayudándome hasta el último momento. Te lo agradezco muchísimo.

Gurutze, te quiero.

Resumen

Toda persona que sufre Esclerosis Múltiple (EM), sin importar la severidad o no de su incapacidad, necesita tener y realizar actividad física regularmente. La falta de ejercicio físico puede tener serias consecuencias en la salud del paciente, tales como estreñimiento o aumentar el riesgo de sufrir enfermedades del corazón. La actividad física no brinda solamente un sentido de bienestar general, sino también es importante en la prevención de otros problemas asociados a la EM (temblores, debilidad de miembros, pérdida de fuerza, entumecimiento, etc.).

La rehabilitación integral consiste en un proceso coordinado que tiene como objetivo ayudar a las personas discapacitadas (o no) a conseguir su máximo nivel de funcionalidad y a integrarse en la sociedad, en caso de los pacientes discapacitados, así como a mejorar su calidad de vida. En el caso de los pacientes con EM, este método contempla como objetivos terapéuticos la mejora del curso de los episodios agudos, el tratamiento de los síntomas y sus complicaciones y el freno de la progresión de la enfermedad, siempre que se combine con la gestión de los síntomas a través de fármacos inmuno-moduladores e inmuno-supresores. Las personas con EM que, debido a su discapacidad, pasan gran parte del día sentadas en una silla de ruedas pueden sufrir problemas musculares, dolor y alteraciones de la postura. Estas complicaciones pueden minimizarse si se siguen unas sencillas indicaciones sobre cómo sentarse. Adoptar una postura correcta en sedestación es fundamental para reducir el riesgo de instauración de la espasticidad, agarrotamiento muscular, dolor o úlceras de presión, entre otras complicaciones.

En base a lo comentado anteriormente, se ha definido la siguiente hipótesis de trabajo: *“Haciendo uso de la tecnología de cálculo de profundidad para imágenes Time-of-flight (ToF), es posible detectar y reconocer durante la ejecución de ejercicios de rehabilitación, los movimientos que realizan los pacientes con esclerosis múltiple para analizarlos y aplicar una corrección en tiempo real. El análisis previo a la corrección se realizará mediante el desarrollo de algoritmos de procesamiento de imágenes que se combinarán con un sistema web. Esta corrección supondrá una mejora objetiva, que repercutirá en la evolución de los pacientes”*

Para validar esta hipótesis, se ha diseñado un sistema de control postural que analiza, en tiempo real, y a través de una cámara con tecnología avanzada (tiempo de vuelo) la ejecución de los ejercicios incluidos en las terapias físicas. Este sistema ofrece al paciente una respuesta de la postura mantenida durante la realización del mismo, indicándole lo que debe hacer para corregir la mala postura. Junto con esto, se ha diseñado un completo sistema web para llevar a cabo la rehabilitación física de los pacientes en base a seis áreas de actuación específicas de la EM. Estos dos sistemas trabajan en conjunto, creando un sistema global y completo de tele-rehabilitación que puede ser usado tanto en el centro de salud como en el hogar del usuario, fomentando el empoderamiento de este último.

Finalmente, para su validación se ha hecho uso de test contrastados científicamente como son la Escala de Usabilidad de Sistemas (SUS), la Medida de Independencia Funcional (FIM) y la Escala de Equilibrio de Berg (BBS), los cuales han dado un resultado positivo además de una mejora en la salud física de los pacientes, demostrado de esta forma la validez del sistema.

Abstract

People with Multiple Sclerosis (MS), no matter the severity of their ability or disability, need regular physical activities. They need to exercise and keep exercising continuously to maintain and/or improve their condition and motor skills. Physical activity not only provides a sense of wellbeing, but is also important in preventing other problems associated with MS (tremors, weakness of limbs, loss of strength, numbness, spasticity, etc.).

Rehabilitation is a comprehensive and continuous time-limited process with defined goals to promote and achieve optimal levels of physical independence and functional abilities of people with disabilities. It also envisages achieving the necessary psychological, social, vocational and economic levels so that they can lead an independent life. Exercise is an essential part of managing MS as it can help with balance, mobility and fatigue, and can even improve mood. People who exercise regularly tend to be able to cope better with the demands of daily activity. Exercise can even provide pain relief to some, and is therefore an essential part of any pain management plan.

People with MS who, due to their disability, spend much of the day sitting in a wheelchair may experience muscle problems, pain and posture problems. These complications can be minimized by some conditions about how to sit. Proper posture in sedestation is essential to reduce the risk of developing spasticity, muscle stiffness, pain or pressure ulcers, among other complications.

On the basis of the contents of the preceding paragraphs, I have defined the following working assumption: *"It is possible to detect and recognize, during the workout rehabilitation session, the movements made by MS patients to analyze and apply a correction, in real time, using time-of-flight (TOF) depth imaging technology. This analysis will be performed by using image processing algorithms and a web-based rehabilitation companion system. This correction will be an objective improvement, which strongly impacts the evolution of MS patients"*

To validate this assumption, I have designed a posture control system that analyzes, in real time, through a camera with advanced technology (ToF) the execution of the exercises during patient's workout session. This system offers feedback about the position of the user, reporting what to do to correct bad posture. Along with this, I have designed a complete web-based rehabilitation to monitor the rehabilitation process of MS patients based on six specific MS action areas. These two systems work in conjunction, creating a global and comprehensive tele-rehabilitation system that can be used both in the clinic and at users' home, promoting their empowerment.

Finally, for system validation, scientifically proven test such as the System Usability Scale (SUS), the Functional Independence Measure (FIM) and the Berg Balance Scale (BBS) have been used. A satisfactory result has been obtained (improvement in patients' physical health), proving, in this way, the validity of the system.

Laburpena

Esklerosi Anizkoitza (EA) pairatzen duen edozein pertsonarentzat aldizka jarduera fisikoa egitea beharrezkoa da, haren ezintasunaren larritasuna zein den kontutan hartu gabe. Jarduera fisikorik ezak gaixoaren osasunean ondorio larriak izan ditzake, esate baterako idorria edo bihotzeko gaixotasunak sufritzeko arriskua areagotzea. Jarduera fisikoa, ongizate orokorra eskaintzeaz gain, EA-rekin uztarturik dauden zenbait arazo (dardarak, gorputzadarren ahulezia, indar-galera, sorgorketa, etab.) saihesteko ere garrantzitsua da.

Pertsona desgaituei (edo ez) funtzionaltasun maila gorena lortzen eta bizi-kalitatea hobetzen laguntzea xede duen prozesu koordinatua da errehabilitazio integrala. Horrez gain, pertsona desgaituen kasuan gizarteratzea ahalbidetu eta sustatzen du. EA duten gaixoen kasuen aurrean, metodo honek arlo terapeutikoan gaixotasunaren gertakari akutuen bilakaera hobetzea, sintomak eta haien zailtasunak tratatzea, eta gaixotasunaren areagotzea galaraztea ditu helburu. Beti ere, sendagai immuno-modulatzaile eta immuno-supresore bidezko gaixotasunaren sintomatologiaren kudeaketarekin konbinaturik egonda behar da.

EA duten pertsonen artean, desgaitasunaren ondorioz egunean zehar denbora luzez gurpil-aulkian egon behar dutenek, muskulu-arazoak, mina eta jarrera aldaketak paira ditzakete. Zailtasunok, esertzeko moduari buruzko argibide erraz batzuk jarraituz gutxiagotu daitezke. Espastizidadearen ezarpena, giharren sorgorketa, mina edo presio-ultzera bezalako arazoaren arriskua murrizteko ezinbestekoa da eserita egonda gorputz-jarrera egokia hartzea.

Aurrerago azaldukoan oinarriturik, hurrengo lan hipotesia ezarri da: *“Time-of-flight (ToF) irudien sakonera kalkulurako teknologia erabiliz, errehabilitazio ariketak gauzatzen ari diren bitartean EA-dun pazienteen mugimenduak eta gorputz-jarrerak detektatzea eta antzematea posiblea da; hauek aztertu eta momentuan zuzendu ahal izateko. Zuzenketa aurreko analisia irudien prozesamendurako algoritmoen garapenaren bidez egingo da, web-sistema batekin konbinatuz. Zuzenketa honek hobekuntza objektiboa ekarriko du, pazienteen eboluzioan eragin positiboa izango duena.”*

Hipotesia balioztatzeko, gorputz-jarreraren kontrol sistema bat diseinatu egin da. Sistema honek terapia fisikoen parte diren ariketetan pazienteen gauzatzea aztertzen du denbora errealean eta teknologia aurreratudun kamera erabilia (“tiempo de vuelo”). Gainera, ariketa burutzean izandako gorputz-jarreraren berri ematen dio gaixoari, jarrera desegokia zuzentzeko zer egin behar duen adieraziz. Honekin batera, zehazki EA-ri lotutako sei jokaeremutan oinarriturik, gaixoen errehabilitazio fisikoa aurrera eramateko web-sistema oso bat diseinatu egin da. Aipaturiko bi sistemak elkarlanean aritzen dira, nola osasun-zentroan, hala erabiltzailearen etxean erabili daiteken tele-errehabilitazio sistema globala eta osoa osatuz. Honek, errehabilitazio prozesuan parte aktiboa sustatuz, ahalduntzea bultzatuko du erabiltzailearengan.

Azkenik, sistemaren balioztapenerako, zientifikoki egiaztatutako honako galdetegiak erabili dira: Sistemen Erabilgarritasunerako Eskala (SUS), Independentzia Funtzionalaren Neurria (FIM) eta Breg-en Oreka Eskala (BBS). Jasotako emaitzak baikorrak izan dira, pazienteen osasun fisikoaren hobekuntza adieraziz; beraz, sistemaren baliozkotasuna egiaztatzen da.

Agradecimientos

En todo trabajo de investigación participan numerosas personas, agentes e instituciones, que gracias a su esfuerzo y dedicación, hacen posible la consecución del mismo. Esta tesis doctoral no es una excepción, por lo que quiero expresar mi más sincero agradecimiento a quienes, directa o indirectamente, han participado durante todo este tiempo hasta el día de hoy.

En primer lugar, agradezco a mi directora de tesis, la Dra. María Begoña García-Zapirain, por aceptarme para realizar esta tesis doctoral bajo su dirección y que con su ayuda la he podido culminar con éxito.

En segundo lugar, agradezco el tiempo y esfuerzo dedicado por mis compañeros de tesis, Fernando, José Luis, Maite, Nuria y Rizwan, los cuales han contribuido, de forma significativa a mejorar esta tesis doctoral, aportando su punto de vista y gran experiencia, además del apoyo moral en los momentos más comprometidos.

En tercer lugar, agradezco a mis compañeras Kattalin y Yolanda su esfuerzo, conocimiento experto en el campo de la estadística y dedicación desinteresada, que he aplicado en el capítulo de resultados, sin la cual no hubiera sido posible su conclusión.

En cuarto lugar, agradezco el tiempo y esfuerzo dedicado por los profesionales y pacientes de la Asociación de Esclerosis Múltiple de Bizkaia (ADEMBI), en especial a su Director-Gerente D. Pedro Carrascal, a Dña. Erika Otxoa, responsable del servicio de fisioterapia de ADEMBI, y a Dña. Itziar García, logopeda de ADEMBI, los cuales se han mostrado dispuestos, en todo momento, a colaborar, aportando su visión, conocimiento y entusiasmo respecto a este trabajo.

En quinto lugar, agradezco a mis actuales y antiguos compañeros del grupo de investigación DeustoTech-LIFE, Aitor, Alain, Álvaro, Iker, Jose, María, Phil y Zelai por su apoyo y entusiasmo respecto a esta tesis doctoral, hecho que ha resultado de vital importancia para poder concluirla con éxito.

En sexto lugar a mi familia, padres y hermanos, mi más sincero agradecimiento por su apoyo incondicional en todas las acciones que he emprendido a lo largo de mi vida y en especial en esta aventura llamada tesis doctoral.

Y por último, a mi esposa Gurutze Azcorra, un agradecimiento especial por sus aportes, mejoras y correcciones lingüísticas respecto a esta tesis doctoral, pero sobre todo, por su compañía sincera e incondicional desde hace más de 7 años, gracias de verdad.

Índice general

Índice de figuras.....	xix
Índice de tablas.....	xxiii
1. Introducción.....	1
1.1 Justificación de la investigación	3
1.2 Hipótesis	4
1.3 Objetivos.....	4
1.4 Metodología	5
1.5 Estructura de la tesis	7
2. Estudio del estado del arte	9
2.1 Antecedentes médicos	9
2.1.1 Historia y diagnóstico de la Esclerosis Múltiple.....	10
2.1.2 Clasificación y tipos de Esclerosis Múltiple	13
2.1.3 Epidemiología de la Esclerosis Múltiple.....	14
2.1.4 Etiología de la Esclerosis Múltiple.....	15
2.1.5 Fisiopatología de la Esclerosis Múltiple.....	17
2.1.6 Manifestaciones clínicas de la Esclerosis Múltiple.....	18
2.1.7 Tratamiento de la Esclerosis Múltiple	19
2.1.7.1 Tratamiento del brote	19
2.1.7.2 Tratamiento patogénico.....	20
2.1.7.3 Tratamiento sintomático	21
2.1.8 Rehabilitación para personas con Esclerosis Múltiple.....	21
2.2 Antecedentes técnicos	23
2.2.1 Representación de imágenes digitales	23
2.2.1.1 Limitaciones de las técnicas ópticas.....	24
2.2.2 Imágenes de rango.....	25
2.2.3 Tecnologías para calcular imágenes de rango	26
2.2.3.1 Técnicas con contacto.....	27

2.2.3.2 Técnicas sin contacto.....	28
2.2.4 Tabla comparativa de las tecnologías estudiadas.....	50
2.2.5 Entornos de desarrollo y cámaras disponibles.....	51
2.2.5.1 Entornos de desarrollo.....	51
2.2.5.2 Cámaras de profundidad.....	52
2.3 Justificación de la elección de la tecnología	54
2.4 Sumario.....	56
3. Bases de datos.....	57
3.1 Población de referencia.....	57
3.2 Requisitos de elegibilidad	59
3.3 Muestra	59
3.3.1 Cálculo del tamaño muestral.....	60
3.3.2 Estrategia de selección de la muestra	60
3.3.3 Procedimientos de extracción muestral.....	61
3.4 Determinación del tamaño y composición de la muestra	63
3.5 Sumario.....	66
4. Diseño	67
4.1 Diseño del sistema web (A)	70
4.1.1 Diseño de alto nivel del sistema web	70
4.1.1.1 Módulo de acceso al sistema (W0).....	71
4.1.1.2 Módulo de grabación de ejercicios (W1)	71
4.1.1.3 Módulo de gestión de usuarios (W2)	72
4.1.1.4 Módulos de ejercicios y preguntas (W3)	72
4.1.1.5 Módulo historial (W4).....	73
4.1.1.6 Centro de notificaciones (W5)	74
4.1.1.7 Módulo de seguimiento de pacientes (W6)	74
4.1.1.8 Módulo de videoconferencia y chat (W7).....	75
4.1.1.9 Base de datos (S1).....	76
4.1.1.10 RED5 (S2).....	76
4.1.1.11 Sumario de las funcionalidades del sistema web.....	77
4.1.2 Diseño de bajo nivel de la plataforma web	77
4.1.2.1 Módulo de acceso al sistema web (W0)	78
4.1.2.2 Módulo de grabación de ejercicios (W1)	79
4.1.2.3 Módulo de gestión de usuarios (W2)	80
4.1.2.4 Módulos de ejercicios y preguntas (W3)	82
4.1.2.5 Módulo historial de usuario (W4).....	84
4.1.2.6 Centro de notificaciones (W5)	86
4.1.2.7 Módulo de seguimiento de pacientes (W6)	87
4.1.2.8 Módulo de videoconferencia y chat (W7).....	89

4.1.2.9 Base de datos (S1)	91
4.1.2.10 RED5 (S2).....	94
4.2 Diseño del Sistema de escritorio (B).....	98
4.2.1 Diseño de alto nivel del sistema de escritorio	100
4.2.1.1 Obtener los datos (E1)	100
4.2.1.2 Algoritmo de procesamiento de imágenes (E2)	101
4.2.1.3 Sistema de corrección (E3)	102
4.2.2 Diseño de bajo nivel del sistema de control postural	103
4.2.2.1 Obtener los datos (E1)	103
4.2.2.2 Algoritmo de procesamiento de imágenes (E2)	104
4.2.2.3 Sistema de corrección (E3)	116
4.3 Sumario.....	121
5. Resultados.....	123
5.1 Consideraciones previas.....	124
5.1.1 Test de usabilidad.....	124
5.1.1.1 Escala de usabilidad del sistema (SUS)	124
5.1.2 Test físicos	125
5.1.2.1 Medida de Independencia Funcional (FIM)	125
5.1.2.2 Escala de Equilibrio de Berg (BBS).....	126
5.2 Evaluación de los resultados	126
5.2.1 Sistema web	127
5.2.1.1 Pacientes	131
5.2.1.2 Profesionales.....	132
5.2.1.3 Sumario	134
5.2.2 Sistema de escritorio	135
5.2.3 Análisis de correlaciones.....	142
5.3 Sumario.....	147
6. Conclusiones y líneas futuras.....	149
6.1 Impacto científico.....	153
6.1.1 Artículos en revistas científicas	153
6.1.2 Artículos en congresos internacionales.....	155
6.1.3 Capítulos de libros	156
6.1.4 Proyectos relacionados	156
6.1.5 Registros de propiedad intelectual.....	157
6.2 Líneas futuras	157
Bibliografía	159

Índice de figuras

Ilustración 1: Persona con apariencia confortable cuya posición puede provocar problemas a corto plazo.....	3
Ilustración 2: Ciclo investigación-acción.	6
Ilustración 3: Nervio sano y nervio afectado por Esclerosis Múltiple.	10
Ilustración 4: Número de casos de EM por cada 100.000 habitantes.....	15
Ilustración 5: Ejemplo de imagen de profundidad.....	25
Ilustración 6: Clasificación de técnicas ópticas con contacto y sin contacto.....	26
Ilustración 7: (a) Brazo articulado FARO EDGE; (b) Máquina de medición por coordenadas; (c) Láser Tracker, modelo Leica Absolute Tracker AT901.....	27
Ilustración 8: Clasificación de las técnicas sin contacto: pasivas y activas.....	28
Ilustración 9: (a) Cámara fotométrica modelo INCA3A; (b) Microscopio confocal modelo Leica TCS SP8.....	29
Ilustración 10: (a) Interferómetro óptico modelo Zygo Mini; (b) Escáner 3D ESPI modelo SIDIOPro.	30
Ilustración 11: Triangulación de cámaras.	30
Ilustración 12: Tipos de distorsión óptica.	31
Ilustración 13: Esquema de triangulación de cámaras.....	32
Ilustración 14: Funcionamiento de la tecnología de tiempo de vuelo.	38
Ilustración 15: Funcionamiento del sistema de luz estructurada.....	42
Ilustración 16: (a) Codificación de matriz $n \times n$ matrix de puntos láser. (b) Patrón de proyección de codificación binaria de 8 bits. (c) Sección de corte de los tres patrones sinusoidales de cambio de fase.	43
Ilustración 17: (a) Patrón de línea simple, patrón de De Bruijn, patron N-ary, patrón triangular, patrón sinusoidal y líneas de alta frecuencia. (b) Grilla de patrones no codificados (arriba); Grilla de patrones parcialmente codificados por la posición de distintos puntos (abajo).	44
Ilustración 18: Codificación espacio-temporal ($p = 4$).	44
Ilustración 19: Esquema de un escáner láser multi-vista.....	44
Ilustración 20: Espectro completo de la luz.	46
Ilustración 21: Fuentes de energía.	48
Ilustración 22: Diagrama de selección de la muestra.....	58
Ilustración 23: Escala visual de la EDSS.	65
Ilustración 24: Arquitectura general del sistema de tele-rehabilitación integral.	68

Ilustración 25: Diagrama de bloques general del sistema de tele-rehabilitación.....	70
Ilustración 26: Módulo genérico de acceso al sistema web.....	71
Ilustración 27: Módulo de grabación de ejercicios.	72
Ilustración 28: Módulo de gestión de usuarios.....	72
Ilustración 29: Módulo de ejercicios y preguntas.....	73
Ilustración 30: Módulo historial.	73
Ilustración 31: Diagrama de bloques del centro de notificaciones.....	74
Ilustración 32: Módulo de seguimiento de pacientes (vista del profesional).....	75
Ilustración 33: Módulo de chat y videoconferencia.....	75
Ilustración 34: Proceso de login en Joomla.	78
Ilustración 35: Módulo de acceso al sistema.....	78
Ilustración 36: Proceso de grabación en Red5.	79
Ilustración 37: (a) Códec On2 VP6; (b) Códec H.264.	79
Ilustración 38: Jerarquía de perfiles de usuario definida para el sistema web.....	82
Ilustración 39: (a) Listado de usuarios; (b) Creación de un usuario.....	82
Ilustración 40: Método seguido para crear el repositorio.	83
Ilustración 41: Árbol de ejercicios con un ejercicio seleccionado.	84
Ilustración 42: Árbol de preguntas con una pregunta seleccionada.	84
Ilustración 43: Generación del registro de un paciente usando la librería FPDF.....	85
Ilustración 44: (a) Historial de un paciente; (b) Archivo PDF con el historial del paciente.....	85
Ilustración 45: Sistema de notificación del sistema web.	86
Ilustración 46: Módulos con posibilidad de ejecutarse repetidamente de forma automática.	86
Ilustración 47: Rangos de tiempo disponibles para la actualización automática.....	86
Ilustración 48: (a) Centro de notificaciones del profesional; (b) Centro de notificaciones del paciente.	87
Ilustración 49: Seguimiento del paciente y general de los pacientes.	87
Ilustración 50: (a) Asignación de ejercicios; (b) Planificación del mes y asignación.	88
Ilustración 51: (a) Vista del profesional para el seguimiento; (b) Vista del paciente de su seguimiento.	89
Ilustración 52: Funcionamiento de un objeto compartido.	90
Ilustración 53: Funcionamiento de la transmisión de vídeo 1 a 1.....	91
Ilustración 54: (a) Ventana de chat; (b) Videoconferencia profesional-paciente.	91
Ilustración 55: Componentes internos de MySQL Server.	92
Ilustración 56: InnoDB como motor de la base de datos MySQL.....	93
Ilustración 57: Diagrama general de un sistema con uso de Red5.	94
Ilustración 58: Log de configuración de Apache Tomcat en Red5.....	95
Ilustración 59: Componentes internos de Apache MINA.....	95
Ilustración 60: Log de configuración de Apache MINA en Red5.	96
Ilustración 61: Log de configuración de Spring en Red5.	97
Ilustración 62: Log de configuración de RTMPT en Red5.	98
Ilustración 63: Sistema de corrección postural.	98
Ilustración 64: Planos y ejes del cuerpo humano.....	99
Ilustración 65: Sistema de corrección postural.	99

Ilustración 66: Bloque 1 - Obtener datos.....	101
Ilustración 67: Bloque 2 - Algoritmo de procesamiento de imágenes.....	102
Ilustración 68: Bloque 3 - Sistema de corrección.....	102
Ilustración 69: Diagrama de bloques del módulo Obtener los datos (E1).....	103
Ilustración 70: Diagrama de bloques del módulo Algoritmos de procesamiento de imágenes.....	104
Ilustración 71: Diagrama de bloques del módulo de eliminación del fondo.....	104
Ilustración 72: (a) Imagen RGB; (b) Mapa de profundidad; (c) Mapa preliminar con colores azul, rojo y negro; (d) Trimap final.....	105
Ilustración 73: (a) Trimap final; (b) Imagen RGB; (c) Máscara final del usuario.....	106
Ilustración 74: Diagrama de bloques del módulo mejorar la imagen.....	106
Ilustración 75: (a) Máscara sin filtro Gaussiano; (b) Máscara con filtro Gaussiano ($\sigma = 10$); (c) Máscara con filtro Gaussiano ($\sigma = 20$); (d) Error en la detección de la cabeza sin aplicar filtro Gaussiano; (e) Detección correcta de la cabeza con filtro Gaussiano ($\sigma = 10$); (f) Error en la detección de la cabeza con filtro Gaussiano ($\sigma = 20$).....	108
Ilustración 76: Diagrama de bloques del módulo Obtener el contorno.....	108
Ilustración 77: (a) Máscara binaria suavizada como entrada; (b) Contorno de la máscara con umbrales 1 y 50; (c) Contorno de la máscara con umbrales 50 y 100; (d) Contorno de la máscara con umbrales 100 y 150.....	109
Ilustración 78: Diagrama de bloques del módulo Cálculo de puntos clave.....	109
Ilustración 79: (a) Plano xy; (b) Espacio parámetro.....	111
Ilustración 80: Representación normal de una recta.....	112
Ilustración 81: Celdas acumuladoras en el espacio $\rho\theta$	112
Ilustración 82: HGT con $r_{\max} = 50$ y $r_{\min} = 100$; (b) Detección errónea del tronco ($r_{\max} = 50$ y $r_{\min} = 100$); (c) HGT con $r_{\max} = 10$ y $r_{\min} = 50$; (d) Detección correcta del tronco ($r_{\max} = 10$ y $r_{\min} = 50$).....	113
Ilustración 83: Distancia entre dos rectas.....	114
Ilustración 84: Cálculo de la posición aproximada de la pelvis en base a las rectas obtenidas.....	114
Ilustración 85: Contribución de los puntos del borde al espacio acumulador.....	115
Ilustración 86: (a) CHT con $r = 10$; (b) Detección errónea de la cabeza ($r = 10$); (c) CHT con $r = 20$; (d) Detección errónea de la cabeza ($r = 20$); (e) CHT con $r = 30$; (f) Detección correcta de la cabeza ($r = 30$); (g) CHT con $r = 40$; (h) Detección errónea de la cabeza ($r = 40$).....	116
Ilustración 87: Diagrama de bloques del módulo Calcular ángulos.....	116
Ilustración 88: (a) Puntos calculados para la cabeza y la pelvis; (b) Vector que une ambos puntos.....	117
Ilustración 89: Ángulo formado por la cabeza-pelvis y la vertical.....	117
Ilustración 90: Diagrama de bloques del módulo Aplicar y mostrar correcciones.....	118
Ilustración 91: Estadísticas relativas a una semana de uso del sistema.....	120
Ilustración 92: Escala SUS.....	125
Ilustración 93: Usuarios haciendo uso del sistema de corrección postural.....	127
Ilustración 94: Resultados del test SUS en pacientes y profesionales.....	128
Ilustración 95: Resultados del test SUS para pares de prototipos (profesionales y pacientes).....	130
Ilustración 96: Comparativa de datos entre pares (pacientes).....	132
Ilustración 97: Comparativa de datos entre pares (profesionales).....	133
Ilustración 98: Valores de FIM obtenidos por los pacientes.....	136

Ilustración 99: (a) Puntuaciones iniciales y finales del test FIM obtenidas por pacientes masculinos; (b) Puntuaciones iniciales y finales del test FIM obtenidas por pacientes femeninas.137

Ilustración 100: Valores de BBS obtenidos por los pacientes.138

Ilustración 101: Puntuación FIM inicial vs puntuación BBS inicial.....139

Ilustración 102: Puntuación FIM final vs puntuación BBS final.....140

Ilustración 103: Valores de ángulos obtenidos por los pacientes.....141

Ilustración 104: Valores de tiempo de reacción obtenidos por los pacientes.141

Ilustración 105: (a) Correlación edad-valor SUS para P1; (b) Correlación edad-valor SUS para P2; (c) Correlación edad-valor SUS para P3; (d) Correlación profesión-valor SUS para P1; (e) Correlación profesión-valor SUS para P2; (f) Correlación profesión-valor SUS para P3.....143

Ilustración 106: (a) Correlación edad-valor SUS para P1; (b) Correlación edad-valor SUS para P2; (c) Correlación edad-valor SUS para P3; (d) Correlación profesión-valor SUS para P1; (e) Correlación profesión-valor SUS para P2; (f) Correlación profesión-valor SUS para P3.....144

Ilustración 107: (a) Puntuación FIM inicial vs ángulo inicial; (b) Puntuación BBS inicial vs ángulo inicial; (c) Puntuación FIM inicial vs tiempo reacción inicial; (d) Puntuación BBS inicial vs tiempo de reacción inicial.145

Ilustración 108: (a) Puntuación FIM final vs ángulo final; (b) Puntuación BBS final vs ángulo final; (c) Puntuación FIM final vs tiempo reacción final; (d) Puntuación BBS final vs tiempo de reacción final.146

Índice de tablas

Tabla 1: Criterios de McDonald para el diagnóstico de la EM (rev 2010).	12
Tabla 2: Tipos de Esclerosis Múltiple.	14
Tabla 3: Ventajas y desventajas de la triangulación de cámaras.	33
Tabla 4: Ventajas y desventajas de la tecnología de escáner láser.	37
Tabla 5: Ventajas y desventajas de la tecnología de tiempo de vuelo.	41
Tabla 6: Ventajas y desventajas de la tecnología de luz estructurada.	46
Tabla 7: Ventajas y desventajas de la termografía infrarroja.	50
Tabla 8: Comparativa de tecnologías estudiadas.	50
Tabla 9: SDKs disponibles.	52
Tabla 10: Cámaras basadas en luz estructurada.	53
Tabla 11: Cámaras basadas en tiempo de vuelo.	53
Tabla 12: Cámaras mediante triangulación.	54
Tabla 13: Población de profesionales relacionados con la Esclerosis Múltiple.	63
Tabla 14: Población que padece Esclerosis Múltiple.	64
Tabla 15: Criterios de inclusión y exclusión.	64
Tabla 16: Tabla de referencia en función de edad y nivel educativo del sujeto.	65
Tabla 17: Estratos de la muestra.	66
Tabla 18: Tabla comparativa de servidores multimedia.	76
Tabla 19: Resumen de los módulos del sistema de tele-rehabilitación integral.	77
Tabla 20: Características principales de la gestión de los usuarios en Joomla.	80
Tabla 21: Material multimedia creado para los ejercicios.	83
Tabla 22: Tecnología usadas por Red5.	94
Tabla 23: Características principales de la cámara ToF DS311.	100
Tabla 24: Ejemplo de aplicación de la matriz de convolución 5x5.	107
Tabla 25: Codificación de errores.	119
Tabla 26: Estadísticas de grupo para el test SUS en los tres prototipos (pacientes y profesionales).	128
Tabla 27: Estadísticos de prueba ^a .	128
Tabla 28: Estadísticas de muestras emparejadas.	129
Tabla 29: Estadísticos de prueba ^a .	129
Tabla 30: Estadísticos prueba para rangos con signo ^a .	130
Tabla 31: Estadísticas de muestras emparejadas para el grupo de pacientes.	131
Tabla 32: Estadísticos de prueba ^a .	131

Tabla 33: Estadísticos de prueba ^a	131
Tabla 34: Estadísticas de muestra emparejadas para profesionales.....	132
Tabla 35: Estadísticos de prueba ^a	132
Tabla 36: Estadísticos de prueba ^a	133
Tabla 37: Comparativa de valores medios de SUS de sistema web médicos	134
Tabla 38: Test FIM.....	135
Tabla 39: Estadísticos descriptivos para el test FIM.....	136
Tabla 40: Estadísticos de prueba ^a	136
Tabla 41: Estadísticos descriptivos para el test BBS.....	138
Tabla 42: Estadísticos de prueba ^a	138
Tabla 43: Correlaciones entre los test FIM y BBS iniciales.....	139
Tabla 44: Correlaciones entre los test FIM y BBS finales.....	140
Tabla 45: Estadísticos descriptivos para los ángulos y los tiempos de reacción.....	141
Tabla 46: Estadísticos de prueba ^a	141
Tabla 47: Correlaciones entre el sexo, la edad y los valores SUS en pacientes.....	142
Tabla 48: Correlaciones entre el sexo, la edad y los valores SUS en profesionales.....	143
Tabla 49: Correlaciones entre los test FIM y BBS iniciales y el ángulo y tiempo de reacción iniciales.	145
Tabla 50: Correlaciones entre los test FIM y BBS finales y el ángulo y tiempo de reacción finales. .	145
Tabla 51: Comparativa de valores medios de FIM y BBS de sistema web médicos.....	147
Tabla 52: Comparativa de sistema comerciales.....	153

Lista de acrónimos

AAC	Accumulator Array Computation (<i>Array de Acumulación</i>)
ACL	Access Control Lists (<i>Listas de control de acceso</i>)
AM	Amplitud modulada
BBS	Escala de equilibrio de Berg
CCD	Charge Coupled Device (<i>Dispositivo de carga doble</i>)
CHT	Circular Hough Transform (<i>Transformada circular de Hough</i>)
CMOS	Complementary Metaloxide-Semiconductor (<i>Semiconductor complementario de óxido de metal</i>)
DCL	Demencia con cuerpos de Lewy
DT-MRI	Diffusion Tensor Magnetic Resonance Imaging (<i>Tensor de difusión de resonancia magnética</i>)
EDSS	Expanded Disability Status Scale (<i>Escala Expandida del Estado de Discapacidad</i>)
EM	Esclerosis Múltiple
ESPI	Electronic Speckle Pattern Interferometry (<i>Interferometría de patrones de moteado electrónico</i>)
FIM	Medida de independencia funcional
FM	Frecuencia modulada
fMRI	Functional Magnetic Resonance Imaging (<i>Imagen de resonancia magnética funcional</i>)
HCI	Human Computer Interaction (<i>Interacción hombre-máquina</i>)
HGT	Hough Transform (<i>Transformada de Hough</i>)
IFN	Interferones
KDF	Key Derivation Function (<i>Función de clave derivada</i>)
LCR	Líquido cefalorraquídeo
LWIR	Long Wave Infrared (<i>Infrarrojo de onda larga</i>)
MD5	Message-Digest Algorithm 5 (<i>Algoritmo de resumen del mensaje 5</i>)
MMC	Máquina de medición por coordenadas
MMSE	Mini-Mental State Examination (<i>Mini prueba del estado mental</i>)
MTI	Magnetization Transfer Imaging (<i>Imagen de transferencia magnética</i>)
MWIR	Medium Wave Infrared (<i>Infrarrojo de onda media</i>)
PET	Positron Emission Tomography (<i>Tomografía de emisión de positrones</i>)
RM	Resonancia magnética
RTMP	Real Time Message Protocol (<i>Protocolo de mensaje en tiempo real</i>)
SDK	Kit de desarrollo de software
SNC	Sistema nervioso central
SPET	Single Photon Emission Tomography (<i>Tomografía de emisión mono protón</i>)
SUS	Escala de usabilidad de sistemas
TAC	Tomografía axial computerizada
TMB	Tasa metabólica basal
ToF	Time-of-flight (<i>Tiempo de vuelo</i>)
UPE	Unidad de primera etapa

Introducción

Este capítulo presenta el contexto del trabajo desarrollado en la tesis. Se hablará sobre la conveniencia de la investigación así como también sobre la relevancia social de la misma, las implicaciones prácticas que ayudan a resolver el problema planteado y finalmente el valor teórico, en definitiva, definir el **por qué** y

para qué de este trabajo de investigación. Junto con esto, se enumerarán los objetivos que se plantean abordar y se formulará la hipótesis, que servirá de guía durante todo el texto. Finalmente, se especificará la estructura del documento de tesis, explicando someramente cada capítulo que lo componen.

“

Para empezar un gran proyecto, hace falta valentía. Para terminar un gran proyecto, hace falta perseverancia
Federico Vir

”

El sector sanitario es uno de los campos de aplicación más activos en cuanto a la incorporación de nuevas tecnologías para el cuidado del paciente e implica otros condicionantes que han hecho aumentar el interés por las tecnologías asistivas en este ámbito. En la actualidad han surgido una serie de necesidades por parte de la sanidad que es necesario abordar si se quiere mantener un sistema sanitario saludable y sostenible:

- Necesidad creciente del manejo de la información por parte de los profesionales sanitarios.
- Mejora de la relación e interacción entre pacientes y médicos.
- Beneficios económicos sin comprometer la calidad del servicio.
- Innovación en el área de la sanidad y dispositivos de atención médica.

Una enfermedad que demanda esta serie de servicios es la Esclerosis Múltiple (EM), ya que la sufren personas jóvenes (el rango de edad más frecuente va de los 20 a los 40 años), los cuales son más proactivos a la hora de demandar soluciones acordes a los tiempos actuales. Este tipo de

pacientes son más propensos al uso de nuevas tecnologías sin aprensión por las mismas, así como también en el trato con los profesionales médicos.

Toda persona con EM, sin importar la severidad o no de su incapacidad, necesita tener y realizar actividad física regularmente. La falta de ejercicio físico puede tener serias consecuencias en la salud del paciente, tales como estreñimiento o aumentar el riesgo de sufrir enfermedades del corazón. La actividad física no brinda solamente un sentido de bienestar general, sino también es importante en la prevención de otros problemas asociados a la EM (temblores, debilidad de miembros, pérdida de fuerza, entumecimiento, etc.).

La rehabilitación integral consiste en un proceso coordinado que tiene como objetivo ayudar a las personas discapacitadas (o no) a conseguir su máximo nivel de funcionalidad y a integrarse en la sociedad, en caso de los pacientes discapacitados, así como a mejorar su calidad de vida. En el caso de los pacientes con EM, este método contempla como objetivos terapéuticos la mejora del curso de los episodios agudos, el tratamiento de los síntomas y sus complicaciones y el freno de la progresión de la enfermedad, siempre que se combine con la gestión de los síntomas a través de fármacos inmunomoduladores e inmuno-supresores.

La EM produce una diversidad de déficit que, mediante su interacción, producen un complejo patrón de discapacidad, que en la mayoría de pacientes es progresiva. Globalmente, los objetivos terapéuticos en esta enfermedad son: mejorar los episodios agudos, frenar la progresión de la enfermedad mediante fármacos y el tratamiento de los síntomas y las complicaciones. Integrado y coordinado con todos estos tratamientos se debe situar el tratamiento rehabilitador, entendiendo la rehabilitación como un proceso en el que, mediante la utilización combinada y coordinada de medidas médicas, sociales, educativas y vocacionales, ayuda a los pacientes a conseguir su máximo nivel de funcionalidad y a integrarse en la sociedad, mejorando así su calidad de vida. El tratamiento rehabilitador se debe centrar en las consecuencias de la enfermedad más que en el diagnóstico médico, y el objetivo fundamental será prevenir y reducir las discapacidades y minusvalías, aunque en algunas ocasiones también puede minimizar el déficit.

Realmente en la EM no existe, actualmente, ninguna actuación médica ni rehabilitadora contra la misma, ergo hay que explicarle al paciente que tiene que vivir con ciertas limitaciones, y debe adaptarse física y psicológicamente a ellas. Los tratamientos por los que tiene que pasar, fisioterápicos, médicos, psicológicos, de terapia ocupacional, no van a devolverle a su situación ex-ante, pero si intentarán aliviar los síntomas, retrasar o evitar que avance la enfermedad, y tratar que su calidad de vida sea lo más aceptable posible.

Los síntomas que pueden presentar los enfermos de EM son muy variables y generalmente aumentan en el número y en su variabilidad con el tiempo. Por ello, tratar a estos enfermos es complejo, ya que los síntomas interfieren entre ellos, impidiendo su tratamiento de forma aislada. Existe una gran cantidad de medicamentos y de terapias capaces de mejorar muchos de los síntomas asociados con la EM. Hay pocos datos demostrables en el manejo del tratamiento sintomático y de la rehabilitación. Es importante reconocer que el tratamiento farmacológico tiene sus limitaciones, por lo que frecuentemente debe asociarse a otras terapias.

1.1 Justificación de la investigación

En la realización de los ejercicios de rehabilitación y fisioterapia, es muy importante una correcta posición. Mantener una postura correcta se torna inevitable si se quieren obtener resultados satisfactorios, y todo esto pasa por mantener una buena verticalidad de la columna. Si no se está bien colocado, los ejercicios pueden ser perjudiciales en lugar de beneficiosos, empeorando el tono muscular y facilitando la aparición de trastornos físicos como la espasticidad/tensión inusual (músculos tensos y rígidos).

De siempre se ha dicho que *“una buena postura es fundamental para una buena salud”*. Una postura incorrecta es reconocible cuando vemos el resultado de los vicios adquiridos al cabo de los años, que llega a ser muy evidente en ciertas personas. De ahí la importancia y la necesidad de una postura correcta. La postura corporal es inherente al ser humano, puesto que le acompaña las 24 horas del día y durante toda su vida. Kendall [Kendal+83a] define la postura como *“la composición de las posiciones de todas las articulaciones del cuerpo humano en todo momento”*. La postura correcta desde el punto de vista fisiológico es aquella que no es fatigante, no es dolorosa, no altera el equilibrio, el ritmo, ni la movilidad humana.

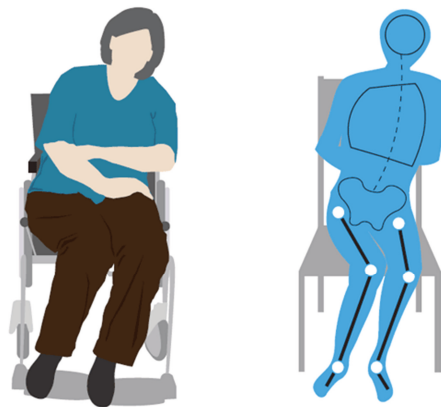


Ilustración 1: Persona con apariencia confortable cuya posición puede provocar problemas a corto plazo.

Las personas con EM que, debido a su discapacidad, pasan gran parte del día sentadas en una silla de ruedas pueden sufrir problemas musculares, dolor y alteraciones de la postura. Estas complicaciones pueden minimizarse si se siguen unas sencillas indicaciones sobre cómo sentarse. Adoptar una postura correcta en sedestación es fundamental para reducir el riesgo de instauración de la espasticidad, agarrotamiento muscular, dolor o úlceras de presión, entre otras complicaciones. Para mantener una postura correcta en sedestación, es importante recordar cuatro puntos clave:

- Mantener la pelvis bien situada: es decir, colocar la pelvis tan atrás como la silla permita. Una buena posición es, por ejemplo, cuando la pelvis queda alineada a la altura de los hombros.
- Mantener la simetría: el lado izquierdo y el derecho deben cargar el mismo peso, sin apoyarnos más en uno que en otro.
- Formar un doble ángulo de 90 grados con las piernas: el cuerpo con las piernas, y las piernas con las pantorrillas.
- Separar las rodillas: ambas apuntando hacia adelante, procurando que no se toquen.

Actualmente, una técnica que se utiliza para saber si un paciente está bien colocado es, o bien mediante observación subjetiva de la persona que mira (cuidador, profesional sanitario, familiar, etc.), o bien que alguien tome una fotografía cuando el paciente esté sentado. Si la imagen es simétrica en la visión frontal significa que la postura es razonablemente correcta. En la vista de perfil, la espalda debe mantenerse recta, con la pelvis colocada bien atrás en el asiento, de manera que la columna forme un ángulo de 90 grados con las piernas.

Es importante eliminar la subjetividad del método y objetivar la postura de estos pacientes para evitar problemas derivados posteriores. Para llevar a cabo esto, *per* y *ex-post* de las sesiones de ejercicios se va a realizar una monitorización de la postura durante el tiempo de ejercicio mediante el uso de un sistema avanzado, no intrusivo, requiriendo un esfuerzo mínimo al paciente, hecho diferenciador respecto a otras tecnologías, que predispone positivamente a su uso.

Esto permitirá al paciente realizar los ejercicios sin la supervisión (o mínima) de un profesional sanitario, favoreciendo el «*patient empowerment*» (empoderamiento de pacientes) y su autonomía. El paciente *empoderado* pasa de ser un espectador a ser el centro de su tratamiento, tomando las riendas para aprender, comprender y mejorar su calidad de vida. Un paciente informado realiza mejor su tratamiento, y de esta forma, podrá cooperar con su equipo médico de una forma más eficiente, aprendiendo a gestionar su salud día a día.

Además, el hecho de utilizar tecnología novedosa (cámaras con tecnología basada en tiempo de vuelo, *time-of-flight*), hace de los usuarios finales del sistema, pacientes con EM, agentes tecnológicamente activos e innovadores, promoviendo el acceso a este tipo de tecnologías, muchas veces enfocadas y dirigidas a un grupo reducido de personas. Aplicar las TICs de una manera eficaz, inteligente y transparente al día a día de estas personas supone una evolución a la hora de afrontar los tratamientos tradicionales, siendo un complemento y no una sustitución de estos, ya que el trato directo con los profesionales es algo muy apreciado por este tipo de pacientes.

1.2 Hipótesis

De la justificación expuesta en el punto anterior se puede extraer la hipótesis de la tesis, la cual guiará la investigación hasta su finalización:

“Haciendo uso de la tecnología de cálculo de profundidad para imágenes Time-of-Flight (ToF), es posible detectar y reconocer, durante la ejecución de ejercicios de rehabilitación, los movimientos que realizan los pacientes con Esclerosis Múltiple, para analizarlos y aplicar corrección en tiempo real. El análisis previo a la corrección se realizará mediante el desarrollo de algoritmos de procesamiento de imágenes, que se combinarán con un sistema web. Esta corrección supondrá una mejora objetiva, que repercutirá en la evolución de los pacientes.”

1.3 Objetivos

El estudio de las personas con EM a nivel físico presenta una oportunidad de esclarecer ciertas dudas con respecto al estado de las funciones motrices de dichos sujetos y, al mismo tiempo, conocer en

profundidad cómo evolucionan dichas funciones, aportando mayor información al conocimiento que actualmente se tiene sobre esta enfermedad. El objetivo fundamental de esta tesis es:

Diseñar y validar una herramienta ad-hoc que permita realizar un seguimiento en tiempo real de los pacientes con EM durante las sesiones físicas ya sea en el centro de salud o en su hogar

Este objetivo general se divide en varios sub-objetivos más específicos. Estos sub-objetivos son los siguientes:

1. Analizar la evolución física de los pacientes a través del sistema de seguimiento, analizando las variables objetivas definidas.
2. Validar las terapias psicomotrices aplicadas a los pacientes con EM mediante el sistema de seguimiento diseñado.
3. Validar un sistema de seguimiento en tiempo real mediante una cámara con tecnología de tiempo de vuelo.
4. Comparar el sistema desarrollado con sistemas comerciales de similares características.

1.4 Metodología

El presente trabajo de investigación ha seguido la metodología **investigación-acción** desarrollada por Kurt Lewin en el año 1944 [Lewin46a]. Este la definió como:

“Una forma de cuestionamiento autoreflexivo, llevada a cabo por los propios participantes en determinadas ocasiones con la finalidad de mejorar la racionalidad y la justicia de situaciones, de la propia práctica social educativa, con el objetivo también de mejorar el conocimiento de dicha práctica y sobre las situaciones en las que la acción se lleva a cabo”

La investigación-acción es un enfoque de investigación colaborativa que proporciona a la gente los medios para llevar a cabo acciones sistemáticas que resuelvan sus problemas; se formulan los procedimientos consensuados y participativos que permiten investigar problemas, formular interpretaciones y análisis de situación y elaborar planes para resolverlos.

1) dónde nos encontramos, 2) dónde queremos llegar, y 3) cómo vamos a llegar allí

Se puede considerar la palabra **investigación** para referirse a una mejora a la hora de entender la problemática a tratar y la palabra **acción** para referirse al cambio que se trata de poner en práctica. La investigación-acción es un ciclo de investigación y reflexión. Es un proceso cíclico de exploración, actuación y valoración de resultados. Durante todo el proceso, se formularán una serie de preguntas, las cuales se irán contestando a medida que se avanza en el ciclo (*ver Ilustración 2*).



Ilustración 2: Ciclo investigación-acción.

En términos generales, el ciclo investigación-acción se compone de los siguientes elementos:

1. **Identificar el problema.** El proceso comienza con la identificación de alguna pregunta o problema que se quiere abordar. La investigación-acción es más exitosa cuando se trata de abordar un problema detectado por la persona que va a realizar la investigación. Aprender a desarrollar las preguntas correctas conlleva un tiempo. Es importante acotar el alcance del problema a abordar, debido a que si no es así, el área de acción será demasiado amplia y la acción no será efectiva.
2. **Desarrollar un plan de acción.** Una vez identificado el problema es necesario tener una visión de cómo resolverlo, revisando la literatura pertinente. De esta forma se obtienen técnicas y estrategias válidas para abordar el problema. El plan de acción muestra cómo se va a implementar la solución y cómo se van a abordar cada una de las variables definidas.
3. **Recopilar datos.** Antes de empezar a poner en práctica el plan de acción, es necesario determinar qué datos ayudarán a validar el éxito o no del plan, y cómo se van a recopilar. Hay muchas maneras para llevar a cabo la recolección de datos. La elección de las mejores metodologías de recolección de información dará lugar a datos más precisos, significativos y confiables. Fuentes de información claras son la observación y las entrevistas. También se pueden obtener datos de registros y/o revistas.
4. **Analizar datos y extraer conclusiones.** Una vez obtenidos los datos, el siguiente paso es analizarlos para extraer conclusiones. Analizar los datos durante la recogida de los mismos es un proceso que puede ayudar a redefinir el plan de acción, puesto que puede ayudar a conocer si los datos obtenidos son suficientes o hay que ampliar los mismos. Una vez analizados los datos, es momento de sacar conclusiones y confirmarlas mediante el análisis. Es importante seguir obteniendo datos a pesar de obtener las conclusiones, para reforzar estas.
5. **Modificar la teoría y repetir el ciclo.** Tras obtener los resultados, el ciclo vuelve a comenzar. A la luz de lo obtenido, se puede ajustar la teoría y hacerla más específica, obteniendo nuevos datos y validándola.

6. Informar de los resultados. Compartir los resultados es una tarea indispensable en cualquier trabajo de investigación. Esto ayuda a la comunidad en sus planteamientos y los motiva a seguir en sus investigaciones.

1.5 Estructura de la tesis

Tras esta introducción, el capítulo dos presenta al lector una revisión exhaustiva de la literatura tanto a nivel tecnológico como a nivel médico. Es importante abordar ambos campos ya que el estudio completo de los mismos hará que la investigación sea más robusta y eficaz, a la vez que sentará las bases de las aportaciones científicas que han conseguido con este trabajo.

Los capítulos tres, cuatro y cinco constituyen la parte principal del texto, conformando en su conjunto un trabajo novedoso cuya finalidad es la de cumplir los objetivos expuestos en el apartado 1.3.

El capítulo tres explica al lector la forma en la que se han seleccionado los usuarios del sistema final, las variables a analizar así como el método a seguir para su posterior análisis. La selección de las variables a analizar posteriormente es un paso de vital importancia a la hora de validar la investigación llevada a cabo.

El capítulo cuatro es la esencia de la tesis y expone detalladamente al lector el conocimiento generado durante el trabajo de investigación tanto a alto nivel como a bajo nivel.

El capítulo cinco presenta al lector los resultados obtenidos de la investigación, así como el prototipo creado a modo de herramienta para validar la hipótesis. A su vez, se incluye un completo análisis estadístico de las variables analizadas cuantitativa y cualitativamente en el presente trabajo.

Finalmente, el capítulo seis expone al lector las conclusiones derivadas de la investigación y los resultados analizados, así como aquellas líneas futuras a abordar a partir del trabajo desarrollado.

El texto se completa con dos apéndices. El primero de ellos, el Apéndice A, se nutre de todo lo relacionado durante el trabajo de investigación – los artículos publicados en revistas científicas, artículos de congresos, capítulos de libros así como los proyectos relacionados que han financiado la investigación. El Apéndice B detallará todo lo relacionado con los prototipos software generados a modo de herramienta para validar la hipótesis y conseguir los objetivos planteados.

Estudio del estado del arte

En este capítulo se presenta un completo estudio tanto de la parte médica como de la parte técnica asociadas al ámbito de esta tesis. En la parte médica se presenta un completo estudio sobre la Esclerosis Múltiple, tratando aspectos como la fisiopatología y la epidemiología, así como los tratamientos que actualmente se están implantando. Respecto a la parte técnica, se presenta la introducción tanto a los sistemas como a las técnicas que permiten obtener la

información de profundidad de imágenes capturadas por cámaras especiales. Se hace especial hincapié en las técnicas activas, ya que son las más interesantes desde el punto de vista de la reconstrucción de escenas. Además, se estudian las limitaciones que pueden aparecer al aplicar estas técnicas en la reconstrucción de una escena. Finalmente, se hace una comparación de estas técnicas destacando los pros y las contras de cada una, junto con un análisis de la literatura respecto a la aplicabilidad de las técnicas.

“

Si quieres llegar a donde la mayoría no llega, necesitas hacer algo que la mayoría de las personas no hacen
Octave Basal

”

2.1 Antecedentes médicos

La Esclerosis Múltiple (EM) es una enfermedad neurológica crónica que afecta al sistema nervioso central, cerebro y médula espinal. Esta enfermedad provoca inflamación y lesión de la mielina, fibra aislante de los nervios, y de otras células del sistema nervioso. Puesto que la mielina contribuye a la conducción de las señales nerviosas, su afectación provoca el deterioro de la señalización nerviosa y puede repercutir negativamente en la sensibilidad, el movimiento y el intelecto, es decir, en el razonamiento. La lesión se desarrolla en placas claramente visibles en la resonancia magnética, técnica que utiliza campos magnéticos para crear imágenes detalladas del cuerpo. Las placas provocan

diferentes síntomas, en función de su localización en el sistema nervioso. La Esclerosis Múltiple generalmente afecta más a las mujeres que a los hombres.

Lo más usual es que este trastorno aparezca entre los 20 y 40 años de edad, pero se puede observar a cualquier edad. Se desconoce su causa, pero se considera que inciden factores medioambientales, víricos y genéticos. Además del daño a los nervios, la Esclerosis Múltiple también ocasiona inflamación, la cual ocurre cuando las propias células inmunitarias atacan el sistema nervioso. La inflamación destruye la mielina, dejando múltiples áreas de tejido cicatricial (esclerosis); y hace también que los impulsos nerviosos se vuelvan lentos o se bloqueen (múltiple). Los episodios repetitivos o reagudizaciones de inflamación pueden darse a lo largo de cualquier área del cerebro o de la médula espinal.

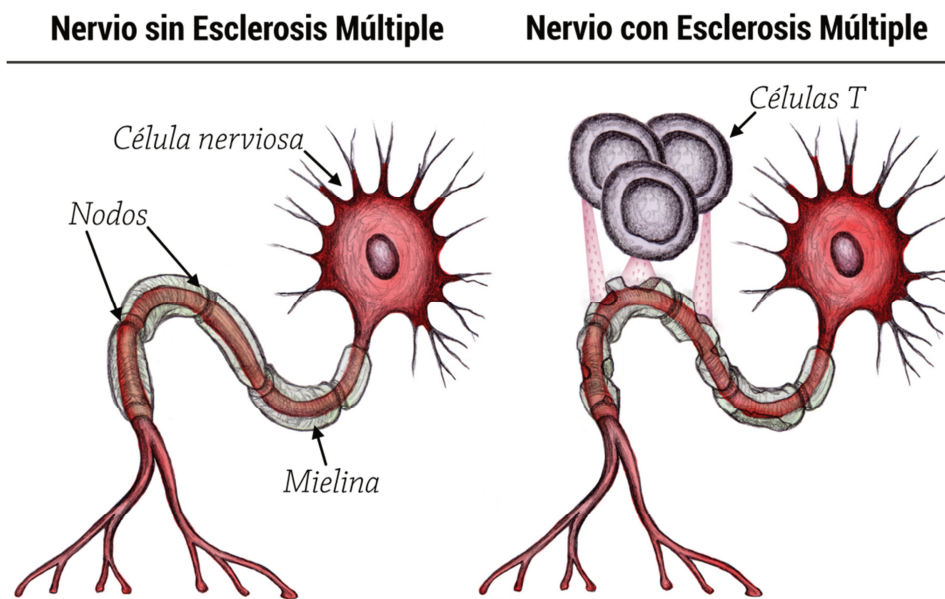


Ilustración 3: Nervio sano y nervio afectado por Esclerosis Múltiple.

La desmielinización en el Sistema Nervioso Central (SNC), cerebro y médula espinal, se presenta en forma de diversos trastornos de etiología desconocida. La EM es la más conocida. Como se ha comentado, la EM es una enfermedad caracterizada por zonas aisladas de desmielinización en los nervios del ojo, el cerebro y la médula espinal. El término EM viene dado por las múltiples áreas de cicatrización, esclerosis, que representan los diversos focos de desmielinización en el sistema nervioso. El adjetivo múltiple hace referencia a la diversidad de sus causas y síntomas. Los síntomas y signos neurológicos de la esclerosis múltiple son tan diversos que los médicos pueden pasar por alto el diagnóstico cuando aparecen los primeros síntomas. Dado que el curso de la enfermedad suele empeorar lentamente con el tiempo, las personas afectadas tienen períodos de salud relativamente buenos, remisiones que se alternan con brotes de la enfermedad, exacerbaciones.

2.1.1 Historia y diagnóstico de la Esclerosis Múltiple

Las primeras descripciones anatómicas sobre Esclerosis Múltiple se hicieron a principios del siglo XX [Poser+03a]. Fueron Cruveilhier, profesor de Anatomía Patológica de la Facultad de Medicina de París, y el patólogo británico R. Carswell quienes las realizaron durante la década de los años treinta

(1830 - 1840). El primer caso descrito por Cruveilhier se presentó bajo el nombre de “paraplégie par dégénérescence grise des cordons de la moelle”. Posteriormente se sucedieron otros trabajos como los de Frerich de Breslau (1849), o Rindfleisch (1863).

Sin embargo, es indiscutible que fueron Charcot y Vulpian quienes hicieron las primeras descripciones clínicas y anatómicas detalladas de la enfermedad, entre los años 1868 y 1872. Jean-Martin Charcot fue el primero que definió los criterios diagnósticos no formales pero sí característicos para la EM: la triada de nistagmo, temblor intencional y problemas de lenguaje. La triada clásica de nistagmo, disartria y temblor intencional se vio rápidamente que era muy restrictiva, y fue posteriormente remodelada por sus alumnos Bourneville y Guérard en 1869, comenzando a partir de aquí una nueva etapa en la investigación sobre la EM.

1931 ○ Sydney Allison hace un nuevo intento para caracterizar la EM, utilizando cuatro categorías: esclerosis diseminada (EM), casos precoces de diagnóstico probable, historias de casos fallidos y casos dudosos. Cinco años más tarde, Marburg sugirió que la combinación de palidez de la papila, signo de Uhthoff, ausencia de reflejos abdominales y signos piramidales son signos característicos de la EM.

1954 ○ Aparece el primer esquema diagnóstico, por Sydney Allison y Harold Millar, que habla de tres categorías: 1) precoz, con síntomas habituales, 2) probable, casos con discapacidad física y 3) posible, casos sugerentes. En los años 60 aún no se disponen de unos criterios diagnósticos formales, lo que se traduce en falta de acuerdo entre diferentes neurólogos en el juicio sobre un mismo caso [Polman+10a].

1965 ○ Broman y colaboradores establecieron los principios que iban a constituir la base de los esquemas diagnósticos siguientes. Incluyeron la edad de comienzo, la significación empírica de los síntomas para el diagnóstico, la multiplicidad de las lesiones, el número de brotes y la recurrencia familiar. Lo fundamental es que establecieron los principios de diseminación de tiempo y espacio como un criterio fundamental en el diagnóstico de EM. En ese mismo año, Schumacher y colaboradores establecen los siguientes criterios diagnósticos:

1. Signos objetivos de disfunción del Sistema Nervioso Central.
2. Evidencia de daño en dos o más sitios.
3. Predominantemente daños en la sustancia blanca.
4. Dos o más episodios de al menos 24 horas, separados por al menos un mes.
5. Edad de surgimiento entre 10 y 50 años. 6. Diagnóstico por un neurólogo (síntomas no explicables por otra enfermedad).

1972 ○ Desde entonces se sucedieron diferentes esquemas de criterios, los de McAlpine, Lumsden y Acheson (1972), el de Augustus Rose y colaboradores (1976), el de Ian McDonald y Maryin Halliday en 1977, hasta llegar a la clasificación de Poser y colaboradores en 1983 (citados por Poser y Brinar, 2003). Los criterios más utilizados son los de Poser et al., (1983) basados en diferentes combinaciones de características clínicas y paraclínicas, y que dan lugar a dos categorías diagnósticas: 1) Formas clínicas y 2) Formas por apoyo de laboratorio. A su vez estos grupos se dividen en formas definidas y probables.

1976

1977

1983

Tabla 1: Criterios de McDonald para el diagnóstico de la EM (rev 2010).

Ataques clínicos	Lesiones	Criterios adicionales para el diagnóstico
2 o más	Evidencia clínica objetiva de 2 o más lesiones Evidencia clínica objetiva de 1 lesión con evidencia histórica razonable de un ataque anterior	Ninguno. La evidencia clínica es suficiente. Otra evidencia es deseable pero debe ser consistente con la EM.
	Evidencia clínica objetiva de 1 lesión	Diseminación en espacio demostrada por – ≥ 1 lesión T2 en por lo menos dos áreas del SNC típicas de la EM (periventricular, juxtacortical, infratectorial, o médula espinal); – Se espera otro ataque clínico que comprometa otro sitio diferente en el SNC
1	Evidencia clínica objetiva de 2 o más lesiones	Diseminación en tiempo demostrada por: – Lesiones asintomáticas vistas con y sin contraste en cualquier momento – Una lesión nueva T2 y/o lesiones demostradas con contrastes en la RM de seguimiento sin importar el momento; – Se espera un segundo ataque clínico
1	Evidencia clínica objetiva de 1 lesión	Diseminación en espacio demostrada por – ≥ 1 lesión T2 en por lo menos dos áreas del SNC típicas de la EM (periventricular, juxtacortical, infratectorial, o médula espinal); – Se espera otro ataque clínico que comprometa otro sitio diferente en el SNC y Diseminación en tiempo demostrada por – Lesiones simultáneas asintomáticas vistas con y sin contraste en cualquier momento; – Una lesión nueva T2 y/o lesiones demostradas con contrastes en la RM de seguimiento sin importar el momento; – Se espera un segundo ataque clínico
0	---	Un año de la progresión de la enfermedad (retrospectiva o prospectiva) y por lo menos 2 de estos 3 criterios: – Diseminación en espacio en el cerebro basada en ≥ 1 lesión T2 en las regiones – periventricular, juxtacortical o infratectorial; – Diseminación en espacio en la médula espinal basada en ≥ 2 lesiones T2; – LCR positivo
LCR – Líquido Ceforraquídeo; RM- Resonancia Magnética; SNC- Sistema Nervioso Central		

En 1995, Poser estableció los criterios diagnósticos para datar el surgimiento clínico de la EM definitiva, donde todos los síntomas deben durar al menos 24 horas: neuritis óptica, síndrome de la mano no útil, ataxia, espasmos hemifaciales, incontinencia fecal, ceguera monocular al color, monoparesis, mielitis transversa, neuralgia trigeminal, temblor intencional unilateral, incontinencia urinaria, vértigo... y EM posible, donde al menos un síntoma definitivo o signo anormal debe aparecer

en dos años: fatiga extrema, vértigo posicional, visión borrosa, disartria, impotencia sexual, frecuencia urinaria dolorosa, parálisis facial. Una revisión actual de los criterios diagnósticos recomendados para EM se puede encontrar en McDonald (*ver Tabla 1*).

Existen en la actualidad nuevas técnicas de imagen cerebral, más sensibles que la resonancia magnética, para detectar el daño cerebral, como la imagen por transferencia de la magnetización (MTI - Magnetization Transfer Imaging) que da una medida cuantitativa de afectación del tejido para cada lesión, con información micro y macroscópica de la carga lesional, y la imagen de resonancia magnética con tensor de difusión (DT-MRI - Diffusion Tensor Magnetic Resonance Imaging), que da información sobre la integridad del tejido y su organización que no es detectable con la imagen convencional siendo sensible también a la carga de la lesión macro y microscópica. También se usa la tomografía por emisión de positrones (PET - Positron Emission Tomography), la resonancia magnética funcional (fMRI - Functional Magnetic Resonance Imaging) y la tomografía computarizada de emisión monofotónica (SPET - Single Photon Emission Tomography). Con esta última técnica se han encontrado indicios de disfunción cognitiva en EM antes de poder ser detectados con test neuropsicológicos [Rao04a]. Según este autor, la Resonancia Magnética es más sensible para detectar lesiones del cerebro, cerebelo y troncoencéfalo. Los test neuropsicológicos son más sensibles para detectar lesiones del nervio óptico y la medula espinal. En realidad, no existe una prueba concluyente para detectar disfunciones cognitivas y suelen combinarse como por ejemplo la resonancia magnética con los test neuropsicológicos.

El análisis del líquido cefalorraquídeo: a pesar de que en la EM el LCR puede ser normal, a veces algunos de sus componentes aparecen alterados. Se tienen en cuenta aspectos tales como el recuento leucocitario, la concentración total de proteínas y la elevación de la fracción de gammaglobulina (IgG) sobre el contenido proteico total del LCR. En aproximadamente un 90% de los casos se observan bandas oligoclonales en el sector de IgG de la electroforesis de proteínas. Las pruebas neuroradiológicas como la Tomografía Axial Computerizada (TAC) y la RM aparecen como pruebas muy importantes en el diagnóstico de la EM. La TAC es útil sobre todo para destacar otros procesos y en ocasiones revela placas de esclerosis. A partir de la última década, se ha generalizado el uso de la RM ya que es más sensible en la detección de alteraciones y permite observar las lesiones en un elevado número de pacientes (Young et al., 1981).

En definitiva, La resonancia magnética es la técnica de imagen más precisa para el diagnóstico, dado que puede revelar la presencia de áreas del cerebro que han perdido la mielina. La RM puede incluso distinguir áreas de desmielinización activas y recientes de otras más antiguas que se produjeran tiempo atrás.

2.1.2 Clasificación y tipos de Esclerosis Múltiple

Algunas personas se ven mínimamente afectadas por la esclerosis múltiple, mientras que en otras la enfermedad avanza rápidamente hacia la incapacidad total, pero la mayoría de afectados se sitúa entre los dos extremos. Existen varias modalidades definidas en el curso de la enfermedad [Poser+83a].

Tabla 2: Tipos de Esclerosis Múltiple.

<p>Benigna: después de uno o dos brotes con recuperación completa, esta forma de Esclerosis Múltiple no empeora con el tiempo y no hay incapacidad permanente. La Esclerosis Múltiple benigna sólo se puede identificar cuando hay una incapacidad mínima a los 10-15 años del comienzo, e inicialmente habrá sido calificada como Esclerosis Múltiple con recaídas o remisiones.</p>	
<p>Recurrente-remitente: hay presencia de recaídas imprevisibles (exacerbaciones, ataques) durante las cuales aparecen nuevos síntomas o los ya existentes se agravan; esto puede tener una variación variable ya sea de días o meses, y hay una remisión parcial e incluso una recuperación total. La enfermedad puede permanecer inactiva durante meses o años.</p>	
<p>Secundaria progresiva: en algunas personas que padecen inicialmente Esclerosis Múltiple con recaídas y remisiones, se desarrolla posteriormente una incapacidad progresiva en el curso de la enfermedad, frecuentemente con recaídas superpuestas.</p>	
<p>Primaria progresiva: se caracteriza por la ausencia de ataques definidos, pero hay un comienzo lento y un empeoramiento constante de los síntomas. Se produce una acumulación de deficiencias e incapacidad que puede estabilizarse en determinado momento o continuar durante meses y años.</p>	

2.1.3 Epidemiología de la Esclerosis Múltiple

Kurtzke en 1975 [Kurtzke75] planteó la existencia de áreas geográficas de distinta prevalencia de EM, de forma que la enfermedad aumentaría conforme nos alejamos del Ecuador. Las zonas de alto riesgo presentarían tasas superiores a 30 casos por 100.000 habitantes y abarcarían a Norteamérica, centro y norte de Europa, y el sur de Australia y Nueva Zelanda. España estaba englobada en la zona de riesgo medio junto al resto de la Europa mediterránea, sur de EEUU y norte de Australia y Nueva Zelanda, con prevalencias esperadas entre 5 y 30 casos. Los países asiáticos, África y Latinoamérica serían zonas de bajo riesgo, con prevalencias inferiores a 5.

Sin embargo la repetición de estudios epidemiológicos en las distintas zonas ha variado esta visión de la distribución mundial de la EM. Aunque en líneas generales se mantiene la existencia de un gradiente norte-sur, se ha visto que puede haber grandes diferencias de prevalencia en áreas

geográficamente cercanas como Sicilia (prevalencia de 53.3 casos por 100.000) y Malta (cifras de sólo 4.2 casos por 100.000) [Dean+79a] [Vassallo+79a], o en áreas de la misma latitud aunque más alejadas (por ej. la prevalencia en Rochester es de 173 casos por 100.000, en Ontario es de 94 y en Newfoundland de 55, regiones todas ellas situadas en el norte de EEUU o Canadá) [Sadovnick+93a].

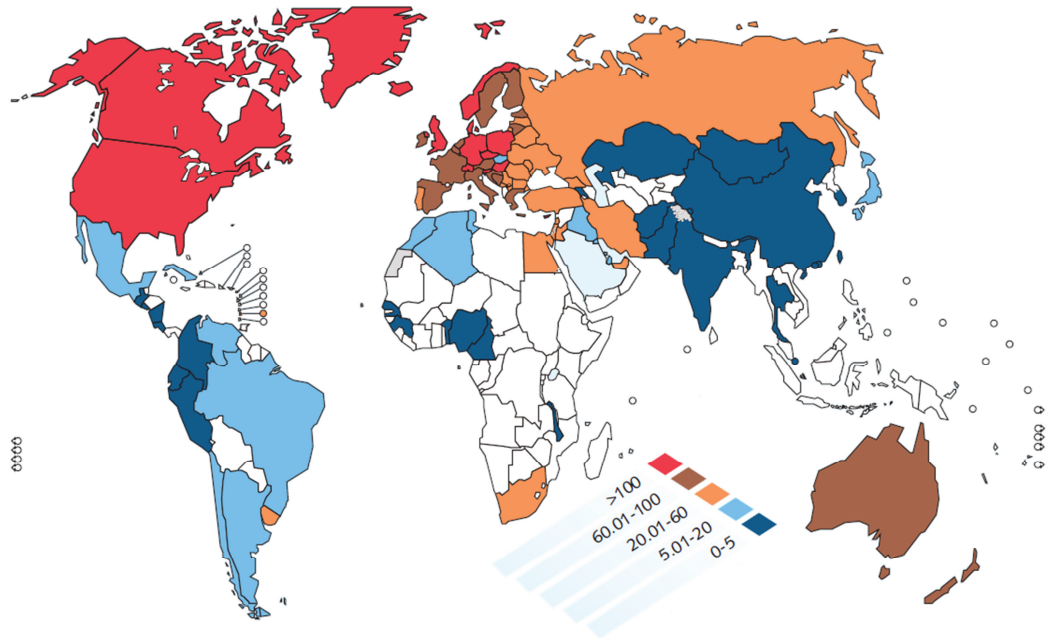


Ilustración 4: Número de casos de EM por cada 100.000 habitantes.

Esto hace que no se puedan extrapolar los datos de un área a otra basándose sólo en proximidad geográfica o de latitud. En países de elevada inmigración (ej. Israel), se ha podido constatar que si la inmigración se produce después de los 15 años de edad, el riesgo de padecer EM es correspondiente al lugar de origen [Rosati+88a] [Koch-Henriksen+10a]. En cambio, si la inmigración tiene lugar antes de esta edad, el riesgo corresponde a la latitud del país de acogida. La enfermedad es casi dos veces más frecuente en las mujeres y la contraen más las personas de raza blanca. Se da menos en el medio rural y se ha descrito que predomina en niveles sociales medios y altos.

2.1.4 Etiología de la Esclerosis Múltiple

A pesar de que la causa exacta de la Esclerosis Múltiple se desconoce, muchos investigadores piensan que la destrucción de la mielina es el resultado de una respuesta anormal del sistema inmunológico hacia el propio organismo (autoinmunidad). Aún no se sabe lo que impulsa al sistema inmunitario a deteriorar la vaina que recubre los nervios pero la mayoría de los científicos coinciden en que son varios los factores que están involucrados.

A partir de los conocimientos adquiridos mediante los estudios genéticos y epidemiológicos se han generado dos hipótesis referentes a las causas de la Esclerosis Múltiple que no se excluyen mutuamente, sino que se complementan. A favor de la hipótesis genética están los siguientes hallazgos:

- Los estudios familiares han permitido saber que la EM es de 10-50 veces más frecuente en los parientes de los afectados por la enfermedad que en la población general [Sadovnick+88a],

dependiendo del grado y el sexo. Además, la concordancia entre gemelos monozigotos es del 40% frente al 4% en gemelos dizigóticos [Hoffjan+10]. También se ha podido comprobar que los hijos adoptados por sujetos con EM no tienen mayor riesgo de padecer la enfermedad que el esperado en la totalidad de la población.

- Los estudios genéticos de ligamiento realizados mediante barridos genómicos han identificado como principal determinante genético para la Esclerosis Múltiple al complejo mayor de histocompatibilidad (MHC), localizado en el brazo corto del cromosoma [Scalfari+10a] [De Jager+09a][Gourraud+12a][Hillert10a][Zuvich+10a]. Aparte de esta región, algunos estudios han identificado otros genes, entre los que destacan la región de la cadena β del receptor de la célula T (TCR) en el cromosoma 7 [Watson+11a] [Wood+95a], el locus de la cadena pesada de la inmunoglobulina en el cromosoma 19 [Favorova+10a] y, en la población fina, un gen ligado a la proteína básica de la mielina (MBP) en el cromosoma 18 [Kaushansky+10].
- Los estudios étnicos han permitido establecer la existencia de una susceptibilidad racial, siendo la raza blanca o caucásica la más predispuesta a padecer esta enfermedad. Por otro lado, se ha comprobado que existen poblaciones aparentemente resistentes a la EM como los lapones, maoríes de Nueva Zelanda, indios de Norteamérica, gitanos húngaros, etc. [Koutsouraki+10a]. Además, Poser en 1995, propuso una teoría según la cual la esclerosis múltiple se produciría en las poblaciones con antecedentes escandinavos, a través de las invasiones vikingas, que llegaron no sólo a países o regiones situados en el norte como Inglaterra, Irlanda, Islandia o Groenlandia, sino a países situados en el sur de Europa, como Francia y España. Existiría un segundo aporte de genes escandinavos, más importante que el primero de las invasiones vikingas, particularmente a los EE.UU. En épocas muy posteriores, propiciadas por las migraciones europeas debidas a la colonización, primero, y luego a las guerras y hambrunas padecidas en Europa [Poser95a].

Por todo lo expuesto anteriormente, se considera que en la Esclerosis Múltiple existe un factor genético de susceptibilidad, compatible con una herencia poligénica. A favor de la hipótesis ambiental se pueden citar los siguientes aspectos:

- Los estudios de prevalencia han permitido apreciar una distribución irregular por todo el mundo, detectándose mayores frecuencias entre los 40 y 60 grados de latitud norte. Entre los años setenta y ochenta, Kurtzke definió zonas de riesgo alto (>30 casos/100.000 habitantes), riesgo medio (5-25 casos/100.000) y bajo (<5 casos/100.000). Posteriormente, al repetirse los estudios y al realizar otros más detallados, se han podido apreciar aumentos muy llamativos definiéndose estas zonas de riesgo en >100 , 50-100 y <50 . España se encuentra en una zona de riesgo medio-alto (53-65 casos/100.000 habitantes) [Poser95a] [Kurtzke95a] [Scalfari+10a]. Estudios poblacionales también han permitido saber que la EM es más frecuente en el sexo femenino y la proporción aproximada es 2:1 [Pozzilli+03a][Sellner+11a].
- La incidencia de la Esclerosis Múltiple ha cambiado en periodos cortos de tiempo lo que se explicaría mejor por una alteración ambiental que por la genética. Se han apreciado aumentos de incidencia (condado de Olmsted en Minnesota, EE.UU.; Sassari en Cerdeña, etc.) y también disminuciones (Gotemburgo en Suecia; Islas Órcadas en Dinamarca, etc.). Además, se

- han descrito focos y epidemias. Éstas últimas tuvieron lugar en Islandia y en las islas Faroe después de la Segunda Guerra Mundial y fueron investigadas por Kurtzke en 1995. Él postuló que este aumento de frecuencia era debido a la presencia de tropas británicas en la zona dos años antes y a un posible factor infeccioso transmitido por estos soldados. Ambos tipos de hallazgos, focos y epidemias, apoyan la existencia de un origen ambiental, aunque son muy cuestionados debido a las dificultades metodológicas, y no han conducido a ninguna conclusión respecto a la causa de la enfermedad [Kurtzke95].
- Estudios en emigrantes han podido constatar la existencia de un periodo de susceptibilidad a “contraer” la enfermedad, entre los 10 y los 15 años de edad, siendo el periodo de latencia de 18-20 años. La susceptibilidad en la descendencia de los emigrantes difiere de la de sus progenitores [Koutsouraki+10a].
 - Origen viral: las evidencias de una causa viral son indirectas, pues no se ha logrado aislar de forma reproducible ningún virus, ni partícula viral en tejidos de EM, y se basan en datos epidemiológicos de estudios caso-control y en datos serológicos. Los virus que en alguna ocasión han sido implicados en la etiología de la enfermedad son: el virus del moquillo canino, el virus del sarampión, el virus de varicela zóster, el virus de la encefalitis por garrapatas y, en especial, el virus del herpes HHV6 [Simpson+12a] y el retrovirus HTLV. Recientemente, se ha encontrado una asociación muy fuerte de la enfermedad con la bacteria *Chlamydia pneumoniae* [Furrows+04].
 - Del estudio de los factores geo-climáticos, destaca la asociación entre la Esclerosis Múltiple y los climas fríos y, en relación probablemente con éstos, la humedad y la lluvia.

Como conclusión de los estudios genéticos y epidemiológicos, podemos decir que la EM se expresaría en sujetos genéticamente predispuestos sobre los que por azar incidiría un factor ambiental desconocido, que pondría en marcha un proceso inmunitario anormal (autoinmunidad) que, a su vez, sería el causante de la inflamación y la desmielinización propias de la enfermedad.

2.1.5 Fisiopatología de la Esclerosis Múltiple

El desarrollo de la EM ha sido asociado a múltiples factores, desde estímulos ambientales hasta desajustes inmunes, a pesar de su variada gama etiológica la patología clásica consiste en tres aspectos: inflamación perivenosa, desmielinización y gliosis. La mielina posee múltiples proteínas (proteína básica de la mielina, proteolípido de la mielina, glicoproteína oligodendrocítica de la mielina o glicoproteína asociada a la mielina) que son liberadas cuando la mielina es destruida, por ejemplo. Posteriormente, estas proteínas libres son reconocidas por el complejo mayor de histocompatibilidad tipo II (CMH II) que activa el complejo receptor de células T.

Es necesaria para la patogenia de la EM la presencia de linfocitos T pertenecientes a una población anormal con disregulación inmunológica que les permita reaccionar a autoantígenos, es decir, que sean autorreactivos. Para que los linfocitos T autorreactivos puedan acceder al sistema nervioso central (SNC) requieren la expresión de integrinas, las cuales les permiten unirse a moléculas de adhesión en la superficie endotelial, para luego degradar la matriz extracelular, el colágeno y la fibronectina con ayuda de enzimas llamadas metaloproteasas, las mismas que realizarán la proteólisis de los componentes de la mielina. Una vez en el interior del SNC, las células T pueden generar dos

tipos de respuestas: TH1 y TH2, que producen diversas citocinas y tienen diferentes mecanismos efectores. La respuesta tipo TH1 produce citocinas proinflamatorias como IL2, TNF e IFN, activa las células presentadoras de antígenos (CPA), promueven la diferenciación hacia una respuesta TH1 e inhiben la respuesta tipo TH2, en contraste con la respuesta tipo TH2, que produce citocinas antiinflamatorias como la IL4, IL5, IL6, IL10 e IL13 y regula así la inmunidad humoral, a la vez que reduce la inflamación local, promueve la diferenciación hacia TH2 e inhibe la diferenciación hacia TH1; por lo tanto, en la EM el tipo de respuesta observado es TH1. La liberación de citoquinas proinflamatorias activa los macrófagos, que son las células que dan inicio a las lesiones en la EM, fagocitan la mielina, promueven la desmielinización activa por secreción de citoquinas, radicales libres de oxígeno y enzimas proteolíticas.

La mielina es importante para la conducción y para la protección del axón, por lo que su destrucción provoca enlentecimiento o bloqueo de la conducción nerviosa por desaparición de la conducción saltatoria y exposición de K de la membrana axónica, lo que causa prolongación del periodo refractario y explica la fatiga de los pacientes durante el ejercicio. Los síntomas paroxísticos son producidos por la desmielinización lateral del impulso nervioso por axones desmielinizados vecinos. La recuperación rápida puede ser producida por resolución del edema e inflamación, y una tardía puede ser debida a utilización de vías axonales alternativas, remielinización o aumento de canales de Na internodales. El daño axonal es producido por desmielinización y proliferación anormal de los canales de Na en la membrana, con entrada de Na que se intercambia con Ca y esto causa degeneración neural. El daño axonal acumulativo se correlaciona con incapacidad irreversible [Wingerchuk+01a][Fox04a].

2.1.6 Manifestaciones clínicas de la Esclerosis Múltiple

El inicio de la Esclerosis Múltiple se manifiesta por una serie de síntomas que dependen del número y localización de las placas, pudiendo presentarse de forma única o en combinaciones diferentes. En la mitad de las personas afectadas, las primeras manifestaciones son de debilidad o pérdida de control sobre las extremidades; en el 30% de los pacientes los síntomas son atribuibles a la afectación del nervio óptico, y en el 20% restante aparecen déficits sensoriales, temblores, epilepsia o vértigo.

Los trastornos visuales provocados por la neuritis óptica, suelen ser de inicio precoz e incluso en algunas series como la del Hospital Universitario de Bellvitge, son uno de los síntomas aislados de inicio más frecuente, junto a los derivados de la afectación de tronco cerebral [Barroso+00s]. El paciente suele presentar fotofobia, dolor y disminución de la visión. La desmielinización del extremo del nervio óptico provoca edema papilar. Cuando la lesión es retrobulbar, la única manifestación puede ser un escotoma central o paracentral. Posteriormente puede aparecer atrofia óptica. A pesar de que la neuritis óptica deba hacer pensar en el diagnóstico de EM, sólo el 20-30 % de los casos se deben a esta enfermedad.

Las lesiones troncoencefálicas, son frecuentes y de aparición también precoz: la diplopía suele deberse a la interrupción del trayecto del nervio oculomotor externo. El vértigo. (5% de los casos) puede plantear problemas en el diagnóstico diferencial. El nistagmo (20 - 40% de los casos), movimiento incontrolado e involuntario de los ojos, es un signo frecuente, pero suele ser asintomático. La neuralgia del trigémino y la debilidad facial periférica se confunden a veces con un tic doloroso

idiomático. La oftalmoplejia internuclear es una manifestación clásica de la EM, e indica afectación del fascículo longitudinal interno.

Los síntomas sensoriales, también pueden aparecer en fases tempranas de la enfermedad. Son indicativos de la desmielinización de los cordones posteriores de la médula y se manifiestan en forma de parestesias, disestesias y signo de Lhermitte. También se observa dificultad en la discriminación de la estimulación en dos puntos y reducción de la sensibilidad vibratoria y artrocinética.

La alteración de la vía corticoespinal da lugar a fatiga muscular, rigidez, espasticidad y paresia. Con frecuencia aparecen hiperreflexia, clonus y signo de Babinski. También pueden aparecer trastornos esfinterianos.

La ataxia cerebelosa, suele presentarse aproximadamente en el 50% de los pacientes, aunque no de forma precoz. Se caracteriza por trastornos del equilibrio, temblor intencional, disartria y titubeo. Estos síntomas son generalmente progresivos e incapacitantes. En un elevado porcentaje de enfermos se observan alteraciones del estado de ánimo, como depresión, euforia y desinhibición.

Durante el comienzo o el curso clínico de la enfermedad pueden aparecer alteraciones paroxísticas o transitorias de duración breve. Las más frecuentes son: neuralgia del trigémino, crisis epilépticas, disartria, ataxia, diplopía, acnesis, prurito, pérdida de visión o fenómeno de Unthoff y signo de Lhermitte. Este tipo de alteraciones pueden mantenerse como clínica de comienzo durante bastante tiempo, sin que se presenten otros signos característicos de la enfermedad. Suelen desencadenarse por circunstancias tan variadas como un cambio de temperatura, determinados movimientos, ansiedad, etc. [Barroso+00s].

2.1.7 Tratamiento de la Esclerosis Múltiple

Todavía no existe un tratamiento que cure la enfermedad, pero sí para mejorar los síntomas de la enfermedad y algunos medicamentos que reducen el ataque de los leucocitos sobre la mielina. Hay tres niveles del tratamiento: tratamiento del brote, tratamiento patogénico y tratamiento sintomático.

2.1.7.1 Tratamiento del brote

Desde los años setenta se ha aceptado que los glucocorticoides son el tratamiento de elección en el brote [Andersson+98a]. El más eficaz son las megadosis intravenosas de metilprednisolona (MP) durante 3 o 5 días, seguida o no de dosis decrecientes de glucocorticoides por vía oral. Se ha señalado que las dosis equivalentes de MP por vía oral también son eficaces. Aunque en el seguimiento de Beck [Beck95] no se confirmó que las dosis bajas de prednisona oral podían influir en una mala evolución de la neuritis óptica. Por el momento, es de elección la MP; y sólo en los pacientes en que no es posible utilizarla podrían ser alternativas la hormona adrenocorticotropa (ACTH) o la dexametasona por vía intramuscular. Al ser sustancias pleiotrópicas, actúan a múltiples niveles provocando una inmunodepresión no selectiva y estabilizando la BHE. Los efectos secundarios más frecuentes son el enrojecimiento facial, la retención de líquidos y el insomnio, y algunos pacientes sufren disgeusia transitoria; menos veces causan anafilaxia, arritmia cardíaca o psicosis aguda. En brotes graves que no responden al tratamiento convencional se ha utilizado la plasmaféresis o la plasmainmunoabsorción [De Andrés+00a], aunque cualquiera de estas técnicas está contraindicada en pacientes con inestabilidad hemodinámica y trastornos de la coagulación. Un aspecto de interés es que el

tratamiento del brote acorta su duración e intensidad pero no se ha demostrado que a largo plazo modifique la evolución de la EM.

2.1.7.2 Tratamiento patogénico

Su objetivo fundamental es reequilibrar la relación linfocitos Th1/Th2. Los más utilizados han sido los inmunodepresores, pero desde hace 11 años los interferones (IFN), y más recientemente el copolímero, han supuesto una revolución que explica el incremento exponencial de las publicaciones y de artículos especiales relacionados con el tratamiento de la EM [Hohlfeld+01a][Goodin+02a]:

- **Azatioprina.** Sus resultados en la EM son muy variables, probablemente por no haber estudios especialmente diseñados similares a los de los inmunomoduladores. Reduce la tasa de brotes en las formas RR y SP con brotes, sobre todo en mujeres y a partir del segundo año de tratamiento, pero no es útil en las formas PP. En España está aprobada en pacientes con formas RR y aunque pudiera ser una alternativa en monoterapia, es posible que pase a formar parte de las terapias combinadas²³. La leucopenia, la pancreatitis y el aumento de transaminasas son efectos secundarios, generalmente leves y reversibles al disminuir la dosis y un aspecto importante es su potencial riesgo oncogénico después de 10 años de uso.
- **Mitoxantrona.** Se ha utilizado en procesos neoplásicos hematológicos, en el cáncer de próstata y, más recientemente, en enfermedades inflamatorias autoinmunes. En la EM disminuye los brotes y la invalidez y mejora parámetros de RM²⁴. Desde junio de 2002 se utiliza en España (a dosis de 12 mg/m²/3 meses) en las formas RR con empeoramiento progresivo y en las formas SP con gran actividad clínica y/o de resonancia que no responden a los inmunomoduladores. Puede producir náuseas y vómitos de carácter leve, alopecia reversible, leucopenia, trastornos menstruales, estomatitis y cansancio, y algunos pacientes refieren una coloración verde azulada de la orina y la esclerótica. Su efecto secundario más importante es la cardiotoxicidad irreversible al alcanzar una dosis total acumulada de 140 mg/m², por lo que aunque la evolución sea favorable, sólo puede administrarse unos 2 años y, por ello, se estudian otras pautas alternativas.
- **Interferones.** Son mensajeros intercelulares con funciones antivirales, anti-proliferativas e inmunomoduladoras. De las más de 20 moléculas, la utilizada en la EM es el interferón β . Están disponibles desde el año 1995. Han demostrado reducir en un 30-35% el número de brotes, enlentecer la evolución de la enfermedad y disminuir la carga lesional y la actividad de la enfermedad en la RM cerebral [Duquette+93a][Jacobs+96a][Ebers98a][Prieto+03a]. En los pacientes tratados que sufren un brote, su gravedad y duración es menor. Están indicados en pacientes con formas RR activas y con afección clínica moderada y, aunque los resultados son contradictorios [Kappos+01a][Kappos04a], la Agencia Europea del Medicamento ha autorizado los IFN- β 1b y 1a por vía subcutánea en las formas SP con brotes y en pacientes con un primer brote y actividad clínica y/o de RM sugestiva de alto riesgo de evolución a EM (9 o más lesiones en T2 y al menos 1 con captación de gadolinio y actividad clínica que precise tratamiento con glucocorticoides) [Jacobs+00a][Comi+01a].

2.1.7.3 Tratamiento sintomático

La EM debe ser tratada por un equipo multidisciplinario en el que se incluyan psicólogos, fisioterapeutas y asistentes sociales [Compston98][Raine+00a][Hawkins+01a]. La espasticidad debe tratarse precozmente para evitar dolor, alteraciones de la marcha y deformidades articulares irreversibles; los más utilizados son el baclofén y la tinazidina, ambos por vía oral y menos veces diazepam, clonazepam y gabapentina. El tratamiento combinado con varios fármacos puede disminuir los efectos secundarios, pero en esta situación son más útiles la toxina botulínica o el baclofeno intratecal, y en casos con deformidades articulares irreversibles la tenotomía. Para la ataxia y el temblor no se dispone de un tratamiento eficaz y su pronóstico funcional es malo. La isoniacida simultáneamente con piridoxina puede ser el fármaco de elección.

La rehabilitación funcional y el uso de muñequeras lastradas, órtesis mecánicas, sillas de ruedas especialmente adaptadas e instrumentos de uso habitual pueden mejorar la adaptación. En enfermos clínicamente estables y con buen estado neurológico, la estimulación talámica puede ser de utilidad y en los casos en que no sea posible, la talamotomía puede ser la alternativa. La fatiga es «una sensación física de cansancio y pérdida de energía mayor de la esperada cuando se realiza una actividad física» y es un síntoma muy frecuente. Puede estar agravada por fármacos, alguno de ellos utilizados en el tratamiento de la EM, y no hay una explicación causal.

La incontinencia urinaria se trata con anticolinérgicos que, de mayor a menor selectividad farmacológica, son la tolterodina, el trospio y la oxibutinina. Pueden asociarse imipramina, amitriptilina, nortriptilina o desmopresina. En casos refractarios se han utilizado anticolinérgicos, capsaicina o toxina botulínica intravesicales y, en algunos pacientes, cirugía uretral o estimulación neural sacra. En la retención urinaria se debe disminuir la resistencia uretral potenciando la prensa abdominal, y aumentando el ritmo miccional con cateterismos intermitentes y/o bloqueadores alfa, de los que los más utilizados son la tamsulosina, la fenoxibenzamina, la doxazosina, la prazosina y la nicergolina. En los varones con una respuesta nula puede ser necesaria la cirugía endoscópica desobstructiva con colector de forma indefinida.

La disfunción sexual es más frecuente en los varones y con el sildenafil se puede obtener una buena respuesta hasta en un 80% de los pacientes. Si éste fracasa, puede administrarse prostaglandina-E1 en inyección intracavernosa o intrauretral. En las mujeres las alteraciones más frecuentes son la anorgasmia y la falta de lubricación vaginal, que pueden mejorar con la administración vaginal de cremas con dosis bajas de estrógenos o con prostaglandina-E1; el sildenafil también puede ser útil en la disfunción sexual femenina. El dolor puede presentarse como un fenómeno de duración e intensidad breve que se trata como un síntoma paroxístico, pero en otros casos (neuritis óptica, osteoporosis, deformidades articulares) el paciente puede referir un dolor agudo que puede responder a glucocorticoides, analgésicos, AINE, fisioterapia, rehabilitación y/o modificaciones posturales.

2.1.8 Rehabilitación para personas con Esclerosis Múltiple

La rehabilitación en personas con EM es diferente dependiendo del grado, la expresión, la gravedad y la progresión de los síntomas. La rehabilitación para la EM puede contribuir a conseguir lo siguiente:

- Recuperar funciones que son esenciales para las actividades cotidianas.
- Ayudar al paciente a alcanzar la mayor independencia posible.
- Fomentar la participación de los familiares.
- Permitirle al paciente tomar las decisiones adecuadas con respecto a sus cuidados.
- Educar al paciente con respecto a la utilización de aparatos de resistencia como bastones, abrazaderas o andadores.
- Establecer un programa de ejercicios adecuado que mejore la fuerza, la resistencia y el control de los músculos.
- Restablecer las habilidades de movimiento.
- Mejorar la capacidad de comunicación en los pacientes que tengan dificultades para hablar debido a debilidad o falta de coordinación en los músculos de la cara y de la lengua.
- Controlar la incontinencia de vejiga e intestino.
- Reentrenamiento cognoscitivo.
- Adaptar el entorno en el hogar para aumentar la funcionalidad, la seguridad, la accesibilidad y la movilidad.

El pronóstico de la EM es tan variable como la enfermedad, pues cada caso es único. La parte positiva es que no es una enfermedad mortal y no afecta a la esperanza de vida. En términos generales un 20% de los pacientes evoluciona de forma benigna (pocos brotes y secuelas mínimas), el 30% evoluciona con brotes y secuelas intermedias, y otro 30% evoluciona de forma progresiva con secuelas graves

Diversos estudios evalúan la efectividad de distintos componentes del tratamiento rehabilitador, fundamentalmente la fisioterapia. Entre ellos destaca el efectuado por Petajan [Petajan+96a], donde se estudia el rol del ejercicio aeróbico en pacientes con EM y se demuestra un beneficio significativo en la capacidad aeróbica, en la resistencia y en la calidad de vida. Otros estudios demuestran el papel de la fisioterapia en mejorar la discapacidad [Fuller+96a][Lord+98a][Solari+99a].

En esencia, los estudios que efectúan una evaluación global del tratamiento rehabilitador analizan tres aspectos: en primer lugar, si la rehabilitación es efectiva en reducir el déficit, la discapacidad y la minusvalía; en segundo lugar, si estos beneficios se mantienen a lo largo del tiempo; y en tercer lugar, si existen diferencias en función de la ubicación del tratamiento rehabilitador ya sea hospitalario, en régimen ambulatorio o domiciliario. Con relación a la primera pregunta, existen diversos estudios, la mayoría sin grupo control, que demuestran que el tratamiento rehabilitador es útil en reducir la discapacidad, evaluada con el FIM en la gran mayoría de los estudios (se demuestra mejoría en el FIM motor), y mejorar la calidad de vida, aunque no mejora el déficit (excepto en algunos estudios en los que se tratan pacientes con un curso recurrente remitente) [Freemann+99a] [Patti+03a] [Liu+03a]. En cuanto al mantenimiento de su efectividad, hay estudios que sugieren que se produce un mantenimiento temporal de los objetivos conseguidos, con lo que será básico un seguimiento periódico [Thompson00a][Kidd+97a][Aisen+96a][Ko Ko99]. Freeman [Freemann+97a], en un estudio longitudinal con 50 pacientes que se evalúan al ingreso, al alta y cada tres meses durante un año, demuestran que la discapacidad mejoró al alta, pero fue empeorando de forma gradual durante el seguimiento al igual que la minusvalía y la calidad de vida.

Los beneficios en la discapacidad y la minusvalía se mantienen aproximadamente 6 meses y la mejoría de la calidad de vida 10 meses, a pesar del empeoramiento neurológico. Por lo tanto, no existe una única medida que refleje adecuadamente la evolución de la rehabilitación y se precisa una serie de medidas que cubran todas las dimensiones. Los resultados de este estudio subrayan la necesidad de un seguimiento post-alta de rehabilitación. Más recientemente, Patti, en un estudio aleatorizado con 111 pacientes, demostraron la efectividad del tratamiento rehabilitador, que mejoraba de forma significativa en el FIM motor (dos o más puntos) y modestamente la función esfinteriana: la EDSS mejoró un punto en dos pacientes. Los estudios que comparan el tratamiento hospitalario y ambulatorio no han encontrado diferencias significativas (la mayoría de los estudios se han efectuado en las unidades de ingreso hospitalario) [Freemann+97a][Francabandera+88a]. Hay menos estudios que evalúen la rehabilitación ambulatoria; el efectuado por Di Fabio [Di Fabio+98a], aleatorizado con un grupo control, demuestra mejoría en el grupo tratado.

2.2 Antecedentes técnicos

Proporcionar a un ordenador la capacidad de emular el efecto de la visión humana a través de un sistema de percepción electrónico no es una tarea sencilla. El principal obstáculo se encuentra en que el ojo humano percibe la luz reflejada por los objetos en un espacio de tres dimensiones, mientras que los ordenadores tratan de analizar estos objetos a partir de proyecciones en imágenes de dos dimensiones. La reducción de una dimensión produce la pérdida de gran cantidad de información, lo que eleva notablemente la dificultad del proceso de visión [Sonka+14a].

Las imágenes manejadas por el ordenador son bidimensionales debido a que el proceso de muestreo de la escena del mundo real se realiza, normalmente, a través de una rejilla rectangular, donde cada uno de sus elementos se conoce como píxel. Cada píxel puede almacenar valores de un tipo concreto, dependiendo del formato de representación de la imagen. La obtención de la imagen en un determinado instante de tiempo conlleva dos pasos. En primer lugar, el muestreo de la escena, definida de forma continua, obteniendo un conjunto discreto de puntos. En segundo lugar, la cuantización de la muestra, es decir, asignar a cada punto un valor discreto representativo del rango en el que varía la muestra.

2.2.1 Representación de imágenes digitales

La representación de la información de una imagen de profundidad se puede realizar de varias formas: a través de imágenes de intensidad, de imágenes térmicas o de imágenes de rango o profundidad. Las imágenes de intensidad parten del concepto de luminosidad. En estas imágenes, cada píxel representa el brillo o intensidad lumínica que ha detectado cada elemento fotosensible del sensor durante el período de exposición. Las imágenes térmicas, generadas por sensores infrarrojos, indican la temperatura que emite cada cuerpo de la escena. En este caso, cada píxel de la imagen representa el valor de temperatura concreto que tiene un punto de la escena. Las imágenes de rango, también denominadas imágenes de alcance, imágenes de profundidad, mapas de profundidad, mapas XYZ o perfiles de superficie, son la forma más común de representar las coordenadas tridimensionales de los objetos de una escena. Los dispositivos capaces de realizar este tipo de mediciones se denominan

sensores de rango. En las imágenes de rango, cada píxel representa la distancia del punto de la escena a un sistema de referencia conocido. Si la referencia se toma con respecto a un sistema de coordenadas ortogonales situado en la escena, cada píxel suele representar una terna de valores que se corresponden con las coordenadas cartesianas absolutas de cada punto de la escena.

Las imágenes adquiridas por una o varias cámaras, deben ser segmentadas y mejoradas para poder extraer características de interés. La segmentación está basada en dos principios fundamentales: discontinuidad, o segmentación orientada a bordes; y similitud, o segmentación orientada a regiones [Young+86a]. Esta operación implica un procesamiento que supone una transformación de la imagen original, de forma que los valores de los píxeles originales son modificados mediante ciertas funciones de transformación u operadores. A veces ocurre que la imagen no es lo suficientemente buena para extraer la información necesaria de forma adecuada, por lo que es necesario disponer de ciertas técnicas de mejora de la calidad de la imagen original. Las técnicas de mejora de la calidad de una imagen se dividen en dos grandes grupos:

- Suavizado, encaminado a la supresión del ruido introducido durante la captura de la imagen.
- Realzado, encaminado a eliminar falsos reflejos y sombras.

Una vez detectados los bordes o localizadas las diferentes regiones de la imagen, es decir, sus elementos de interés, el siguiente paso consiste en extraer las propiedades o atributos que serán suministrados al componente software del sistema de visión.

2.2.1.1 Limitaciones de las técnicas ópticas

Las técnicas ópticas obtienen información tridimensional de una escena a partir del análisis de una o varias imágenes adquiridas de dicha escena a través de un sensor del sistema de visión. Esto requiere el que las imágenes reúnan una serie de características que, de no cumplirse, puede repercutir en la obtención correcta de la escena observada. A continuación se describen las principales limitaciones que pueden aparecer al aplicar técnicas ópticas para la reconstrucción tridimensional de una escena [Bradshaw99] en técnicas ópticas activas:

- **Iluminación adversa.** En los sistemas de visión por computador una iluminación incorrecta de la escena limita la obtención de información tridimensional de la misma. Si la escena está poco iluminada, a partir de la imagen capturada por el sensor será difícil extraer sus características. Si la escena está muy iluminada, el contraste en la imagen obtenida se reduce considerablemente, dificultando también la extracción de características de la escena. La solución a este problema suele pasar por ajustar el tiempo de exposición de la cámara para controlar la cantidad de luz que incide en el sensor de la misma.
- **Oclusión.** La limitación más importante que presentan las técnicas ópticas es la oclusión, producida principalmente en los bordes de los objetos o en cambios bruscos de la geometría de su superficie. Esta limitación se presenta de dos formas diferentes: la primera de ellas se denomina oclusión de cámara y se produce cuando, desde el punto de vista de la cámara, hay puntos de la escena que están ocultos por otros. La segunda recibe el nombre de oclusión de iluminación y se pone de manifiesto cuando existen ciertos puntos de la escena que producen sombras sobre otros, ocultando el patrón proyectado. Para evitar esta limitación, el diseño de

- la geometría del sistema de visión debe tener en cuenta las posibles oclusiones que se puedan producir y minimizarlas, modificando la posición de la cámara y de las fuentes de iluminación. En caso de no poder eliminar todas las oclusiones con un diseño adecuado, se pueden utilizar varias cámaras y fuentes de iluminación para compensarlas.
- **Reflexión.** Si las superficies de los objetos son muy reflectantes, es posible que parte del patrón proyectado originalmente sobre la escena sea reflejado por la superficie de un objeto e ilumine otra parte de la escena. La solución adoptada en los sistemas de visión para mitigar estos efectos es aplicar a la superficie de los objetos alguna capa de pintura que permita reducir su índice de reflexión.
 - **Dispersión del patrón.** En caso de que la fuente de iluminación que proyecta el patrón sobre la escena lo haga con un elevado grado de paralelismo a algún objeto de la misma, el patrón se verá disipado sobre la superficie de dicho objeto, con lo que se dificulta la detección posterior del patrón sobre la imagen capturada por el sensor del sistema de visión. La solución a esta limitación pasa por repositionar el proyector del patrón atendiendo a la geometría de los objetos del sistema.
 - **Movimiento.** El movimiento de los objetos de la escena o del patrón proyectado sobre esta puede ocasionar desenfoque en las imágenes adquiridas por la cámara del sistema de visión en el caso de que la frecuencia de muestreo del sensor sea relativamente baja en comparación con el movimiento de los objetos o del patrón. Este desenfoque provoca un efecto similar al del plegamiento de bordes durante el proceso de obtención de la información tridimensional de la escena a partir de las imágenes capturadas. Esta limitación está directamente relacionada con la iluminación adversa, ya que si se aumenta la frecuencia de muestreo del sensor para evitar el desenfoque, se reduce la cantidad de luz presente en la escena.

2.2.2 Imágenes de rango

Imágenes de rango o profundidad es el nombre de un conjunto de técnicas que se utilizan para producir una imagen 2D que contiene la distancia de los puntos de una escena dado un punto específico, asociado normalmente con algún tipo de sensor. La imagen resultante, la imagen de profundidad, tiene valores de píxeles que corresponden a la distancia, por ejemplo, los valores más brillantes equivalen a la distancia más corta, o viceversa.

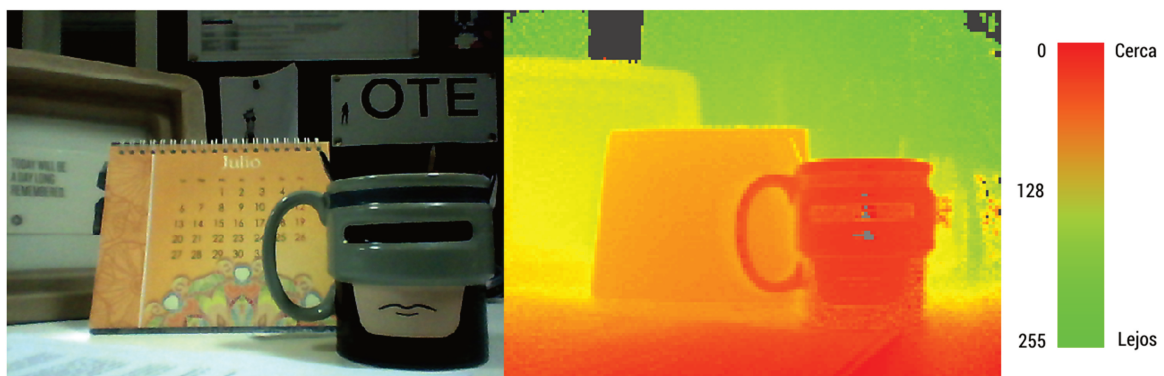


Ilustración 5: Ejemplo de imagen de profundidad.

La aplicabilidad de esta tecnología es amplia y abarca numerosos ámbitos:

- Reconocimiento de gestos, para manejar sistemas sin necesidad de tocar, como por ejemplo, en un quirófano [Appenrodt+10a].
- Reconocimiento de manos y dedos, para tener más precisión y poder realizar acciones más específicas, como por ejemplo, simular lengua de signos, simular una pulsación, etc. [Rajesh+09a].
- Interacción hombre-ordenador (*Human Computer Interaction* - HCI), para establecer relaciones entre sistemas robóticos (reconocer personas y expresiones corporales) y personas [Ahn+09a] [McColl+11a].
- Reconstrucción de objetos 3D, para realizar objetos tridimensionales a partir de modelos reales, como por ejemplo, reconstrucción de estatuas antiguas [Liao+09a].
- Seguimiento de movimientos, como la detección de caídas [Hagler+10a].

Los parámetros más importantes a tener en cuenta a la hora de tratar imágenes con profundidad son la posición en la escena [Besl+85a][Lowe87a], la geometría y la información semántica y fotométrica de las mismas [Besl+88a] [Taubin91a]. Esto incluye la posición e identidad de los objetos, el movimiento de los objetos, la geometría de las superficies o las transformaciones a realizar si se trata de grandes composiciones. Los procesos que se utilizan a la hora de calcular estos parámetros son la estimación para describir la intensidad de las curvas, modelos de movimiento, normales de superficie y curvaturas, etc. Una imagen de intensidad tiene más de 250.000 píxeles y cada uno de ellos almacena 8 bits para el nivel de grises y 8 bits para los componentes del vector de color. En las imágenes de profundidad, además los píxeles almacenan el x, y, z, que son las coordenadas en la escena calculadas por los sensores. Cada píxel además puede sufrir de ruido (variaciones aleatorias) causado por los procesos de digitalización.

2.2.3 Tecnologías para calcular imágenes de rango

A la hora de calcular la profundidad en una imagen hay multitud de métodos a aplicar, que se pueden clasificar en dos grandes grupos: técnicas con contacto y técnicas sin contacto. En los sistemas ópticos, generalmente, se utilizan entre 20 y 70 marcas y entre dos y seis videocámaras.

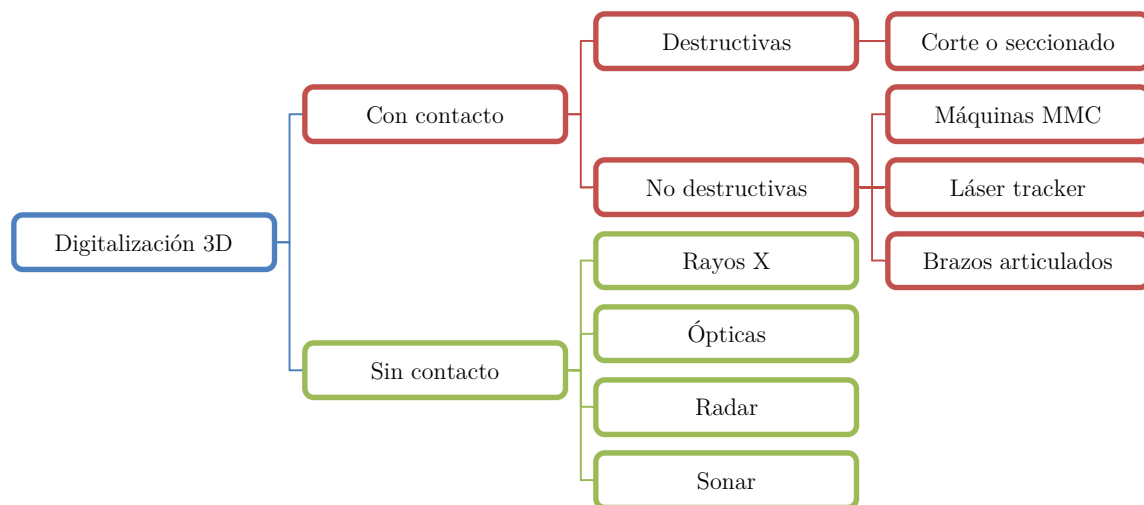


Ilustración 6: Clasificación de técnicas ópticas con contacto y sin contacto.

Una de las ventajas que presenta este tipo de sistemas frente a los magnéticos, es que ofrece mayor libertad de movimiento, pudiendo obtener animaciones más complejas. Por contra, este análisis requiere que las imágenes reúnan ciertas condiciones tanto de iluminación como de enfoque. Si estas condiciones no se cumplen, la precisión con la que se obtiene la información tridimensional de la escena se ve considerablemente reducida. A continuación se detallarán tanto las técnicas con contacto como las técnicas sin contacto.

2.2.3.1 Técnicas con contacto

Los sistemas con contacto son los más antiguos. Principalmente se emplean para la verificación dimensional de piezas industriales en control de calidad. Con estos sistemas se obtienen las coordenadas de los puntos gracias al desplazamiento de una punta sobre la superficie a digitalizar. En la actualidad existen cabezales de digitalización en continuo cuya velocidad de adquisición de datos se incrementa notablemente respecto a los cabezales convencionales, ya que éstos no se separan de la superficie a digitalizar. Otro tipo de sistema de contacto son los brazos articulados de operación manual [Lewis+03a] (*ver Ilustración 7-a*). Estos poseen una elevada precisión; pero por el contrario, tienen una velocidad de adquisición de datos muy baja, ya que se necesita llevar manualmente la punta a cada punto que se quiera digitalizar, con lo cual la digitalización de un objeto de tamaño medio resulta muy costosa.

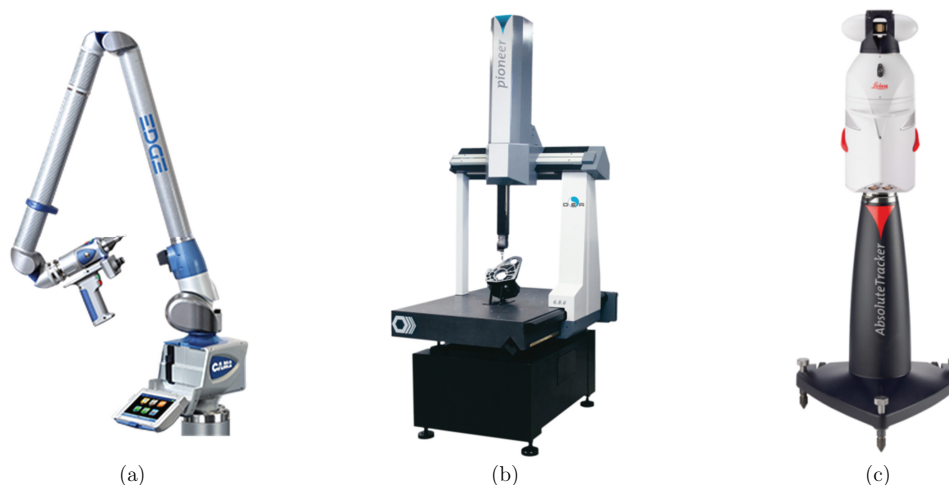


Ilustración 7: (a) Brazo articulado FARO EDGE; (b) Máquina de medición por coordenadas; (c) Láser Tracker, modelo Leica Absolute Tracker AT901.

Las uniones entre las partes del mismo están provistas de codificadores ópticos que permiten calcular en tiempo real cuál es el ángulo de cada una de las partes del brazo. Las máquinas MMC (Máquina de Medición por Coordenadas) [McMurtry82] son sistemas de robots cartesianos provistos de un dispositivo o sonda de contacto que sirve como sistema de digitalización 3D (*ver Ilustración 7-b*). La sonda utiliza una trayectoria inicial programada por el usuario para ir tocando diferentes partes de la pieza. Un sistema con codificadores en la sonda, convierte estos puntos en coordenadas (X, Y, Z). Estas coordenadas, pueden ser empleadas para llevar a cabo controles de calidad sobre las piezas, procesos de ingeniería inversa, etc. El sistema Láser Tracker [Martin07a] mide dos ángulos y una distancia (*ver Ilustración 7-c*). El sistema envía un rayo láser a un objetivo retro-reflector que se

mantiene frente al objeto que debe medirse. La luz que refleja el objetivo regresa por el mismo camino y vuelve a entrar en el sistema de seguimiento en la misma posición por donde salió. Cuando la luz vuelve a entrar en el sistema de seguimiento, parte de ella pasa al medidor de distancia que mide la distancia desde el sistema de seguimiento al objeto auto-reflectante, Para emplear estos sistemas por contacto, se necesita que las piezas tengan la rigidez suficiente para que no se deformen con el contacto de la punta y debido a la geometría de las puntas, es imposible digitalizar algunas ranuras y ángulos interiores; pero poseen una elevada resolución.

2.2.3.2 Técnicas sin contacto

Las técnicas sin contacto se puede clasificar en base a dos grandes grupos: técnicas activas y técnicas pasivas. La principal ventaja de los sistemas sin contacto es que tienen una velocidad de adquisición de datos muy superior a las de los digitalizadores con contacto. Se pueden dividir las técnicas de digitalización sin contacto en dos grandes grupos: técnicas pasivas y técnicas activas.

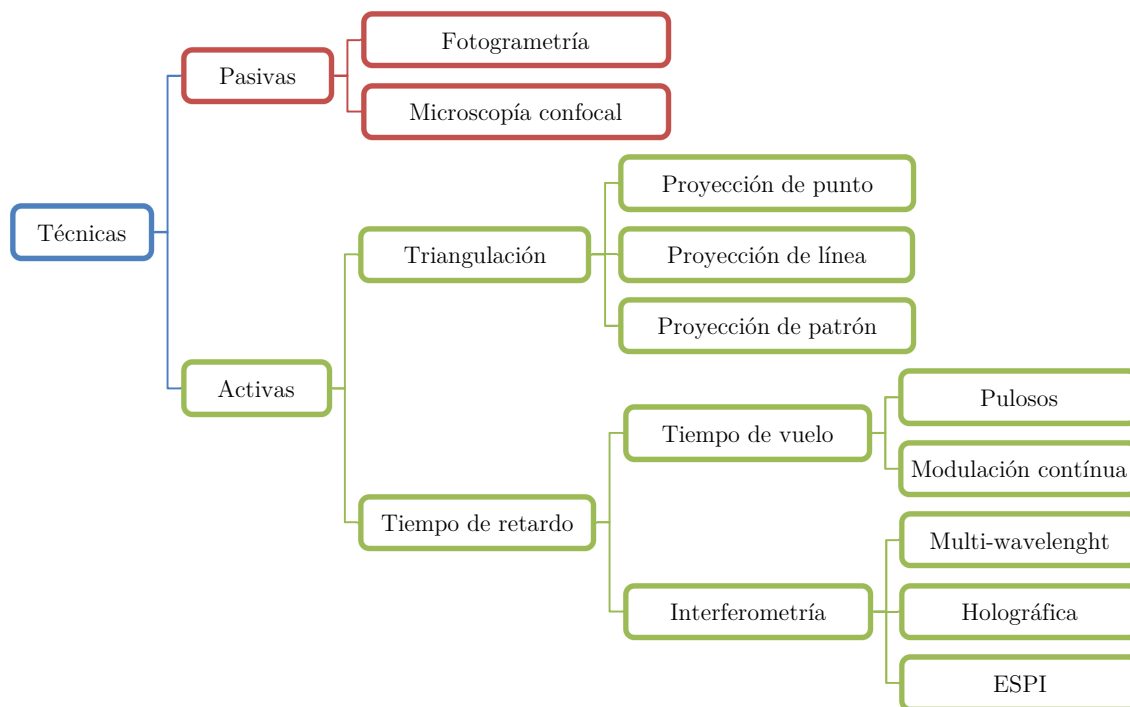


Ilustración 8: Clasificación de las técnicas sin contacto: pasivas y activas.

Técnicas pasivas

El sistema visual humano permite obtener información de profundidad mediante la fusión de dos escenas monoculares, que son las escenas que captan cada uno de los ojos. Este sistema permite "ver en 3D" y es conocido como principio de visión estereoscópica. Así pues, dicho principio se basa en utilizar dos puntos de vista de un mismo objeto para encontrar las coordenadas tridimensionales. Para determinar la posición de un punto a partir de dos imágenes es necesario tener un modelo del sistema óptico utilizado.

Este principio general puede mejorarse con modelos de cámaras más elaborados o utilizando más de dos cámaras, lo que se conoce con el nombre de fotogrametría.

En la fotogrametría [Slama+80a], en primer lugar, se debe calibrar el sistema de obtención de imágenes (*ver Ilustración 9-a*). Posteriormente, se realiza una toma de imágenes desde diferentes ángulos de la escena de la cual se quiere obtener el modelo, y por último, se buscan puntos comunes en las imágenes correspondientes a puntos comunes en cada par de imágenes. El resultado final, es un modelo de puntos conocido como esqueleto fotogramétrico.

La microscopía confocal [Wilson90a] (*ver Ilustración 9-b*) por su parte es una mejora sustancial de las técnicas clásicas de microscopía óptica, resultando de gran interés para diversas ramas de la ciencia tales como: medicina, biología, materiales, geología, etc. Su éxito se debe a la obtención de imágenes de mayor nitidez y contraste, mayor resolución vertical y horizontal y a la posibilidad de obtener “secciones ópticas” de la muestra, permitiendo su estudio tridimensional. Esta tecnología permite observaciones a una resolución mayor que la que se puede lograr con la microscopía óptica convencional. Emplea un sistema láser que aplica el haz de luz en forma de barrido, en una pequeña parte del objeto a analizar. El láser aplicado a una longitud de onda determinada en la muestra, hace que moléculas excitadas de la misma, emitan fluorescencia a una longitud de onda mayor a la aplicada. La fluorescencia en una muestra puede ser debida a moléculas que se encuentran de forma natural (autofluorescencia como en el caso de la clorofila) o puede ser producida por moléculas aplicadas artificialmente a la muestra llamadas fluorocromos. Debido a que penetra fácilmente en la muestra, el microscopio confocal logra imágenes en diferentes planos focales que ligados a un programa de cómputo, puede reproducir una imagen tridimensional del objeto observado.



Ilustración 9: (a) Cámara fotométrica modelo INCA3A; (b) Microscopio confocal modelo Leica TCS SP8.

Técnicas activas

Estas técnicas son las que hacen intervenir una fuente de luz específica para determinar las coordenadas tridimensionales de los puntos de medida. Los sistemas ópticos se fundamentan en el cálculo de la profundidad. Estos sistemas ópticos constan siempre, como mínimo, de un emisor de luz y un receptor. Conociendo la dirección del rayo emitido y la del rayo recibido, se obtienen las dimensiones del triángulo formado y por lo tanto la profundidad del punto inspeccionado.

La interferometría óptica [Hariharan03a] (*ver Ilustración 10-a*) es probablemente la técnica más común para medidas de alta resolución en la metrología óptica actual. Se trata de una potente herramienta para medir la desviación entre dos frentes de onda con una sensibilidad del orden de una fracción de la longitud de onda de la luz con la que se ilumina.

Un haz generado, a partir de una fuente monocromática, se divide en dos utilizando un divisor de rayo (beam splitter). Uno se dirige hacia la superficie de referencia interna y el otro hacia la

muestra en estudio. Los sistemas ESPI (Electronic Speckle Pattern Interferometry) [Lekberg02] o de luz blanca (*ver Ilustración 10-b*) emplean una radiación policromática con una estructura de patrones conocida para generar la morfología 3D de la pieza. La generación del modelo 3D se lleva a cabo analizando la deformación que sufren los patrones de luz proyectados sobre la pieza a medir.

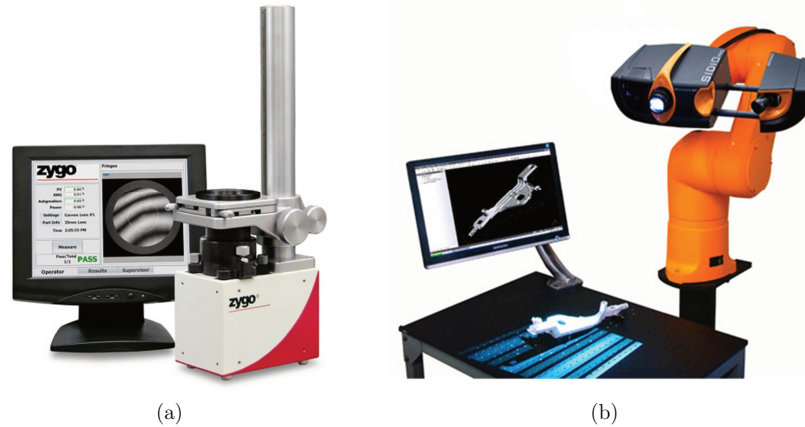


Ilustración 10: (a) Interferómetro óptico modelo Zygo Mini; (b) Escáner 3D ESPI modelo SIDIOPro.

A continuación se detallan más en profundidad las técnicas activas de triangulación tanto normal como láser, así como las técnicas de tiempo de vuelo y uso de patrones (luz estructurada).

Triangulación de cámaras

Un sistema de triangulación de cámaras (cámara estéreo) se puede utilizar para determinar la profundidad de puntos en la escena, por ejemplo, desde el punto central de la línea entre sus puntos focales [Lu+11a]. Con el fin de resolver el problema de la medición de la profundidad utilizando un sistema de cámara estéreo, es necesario encontrar primero los puntos correspondientes en las diferentes imágenes.

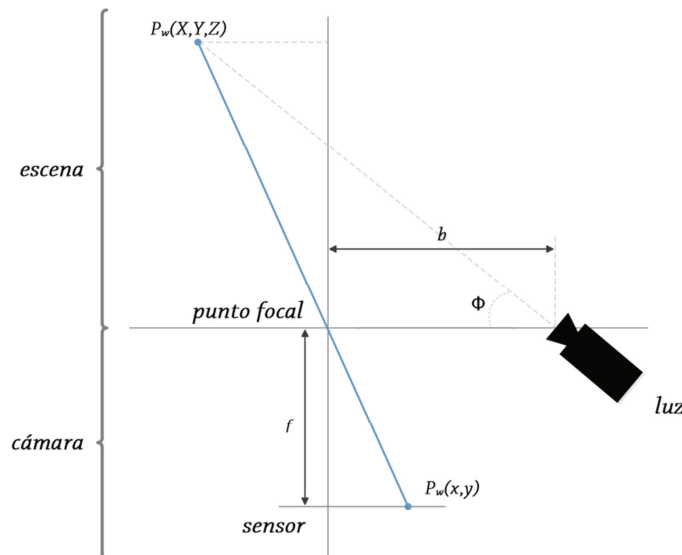


Ilustración 11: Triangulación de cámaras.

Resolver el problema de la correspondencia es uno de los principales problemas al utilizar este tipo de técnica. Por ejemplo, es difícil resolver el problema de la correspondencia de puntos de imagen que se encuentran dentro de las regiones de intensidad homogénea o color. Como consecuencia, la

formación de imágenes de rango basadas en la triangulación estéreo puede producir profundidad fiable sólo para un subconjunto de todos los puntos visibles en las múltiples cámaras.

Esta técnica se basa en el cálculo de triángulos semejantes entre los elementos sensor óptico, emisor de luz y objeto de la escena [Meré08a]. El proceso de cálculo se puede realizar de múltiples formas atendiendo a las características y posición de cada uno de los elementos del sistema, aunque siempre se realiza estableciendo una relación de semejanza entre dos triángulos que comparten un vértice común: el punto focal de la cámara. Esta relación se puede observar en la ilustración 3, donde el punto de la escena $P_W=(X, Y, Z)$ se proyecta en la imagen como el punto $P_U=(x, y)$.

Por la relación existente entre triángulos semejantes, ecuaciones (1) y (2), se pueden calcular las coordenadas del punto $P_W=(X, Y, Z)$ aplicando las ecuaciones (3), (4) y (5), donde f es la distancia focal de la cámara y φ es el ángulo que forma la fuente de luz con respecto al plano de la cámara.

$$x \cdot Z = X \cdot f \quad (1)$$

$$y \cdot Z = Y \cdot f \quad (2)$$

$$X = \frac{b}{f \cdot \cot(\varphi - x)} \cdot x \quad (3)$$

$$Y = \frac{b}{f \cdot \cot(\varphi - x)} \cdot y \quad (4)$$

$$Z = \frac{b}{f \cdot \cot(\varphi - x)} \quad (5)$$

Una imagen digitalizada se almacena normalmente en una memoria intermedia, la cual se puede definir como una matriz de píxeles con columnas W y filas H . Supongamos que (i, j) son las coordenadas discretas de la imagen con el origen en la esquina superior izquierda, (O_x, O_y) será el punto focal de la lente, que es la intersección entre los ejes ópticos y el plano en las coordenadas de la imagen y (x, y) sean las coordenadas de imagen. Las coordenadas de imagen corresponden a las coordenadas del frame de la siguiente manera, donde (s_x, s_y) son las distancias horizontales y verticales de dos píxeles adyacentes en el frame buffer [Ricolfe-Viala+10a][Cao+10a].

$$x = (i - O_x) \cdot S_x \quad (6)$$

$$y = (j - O_y) \cdot S_y \quad (7)$$

Idealmente, una lente mostrará las líneas rectas como rectas. La realidad es que muchos de los objetivos no son perfectos y las líneas rectas se representan con una curva (*ver Ilustración 12*). El grado de curvatura puede ser muy diferente de una lente a otra y de la distancia focal a la longitud focal dentro de la misma lente. La distorsión de las lentes se hace más notable cuando las líneas rectas son paralelas y están cerca del borde del *frame*.

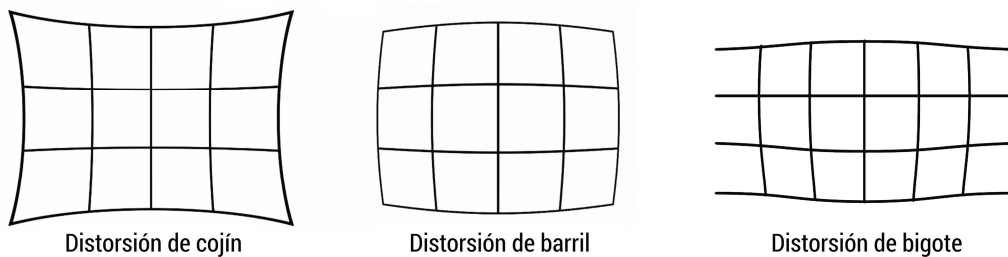


Ilustración 12: Tipos de distorsión óptica.

La distorsión en las lentes se puede modelizar en base a la siguiente ecuación:

$$r_d = f(r_u) = r_u + k_1 r_u^3 + k_1 r_u^5 + \dots \quad (8)$$

donde r_u es el radio sin distorsión y r_d es el radio con distorsión. La relación entre la imagen y las coordenadas del frame cuando hay distorsión es la siguiente:

$$x = (i_d - O_x) \cdot S_x \cdot (1 + k_1 \cdot r_d^2) \quad (9)$$

$$y = (j_d - O_y) \cdot S_y \cdot (1 + k_1 \cdot r_d^2) \quad (10)$$

Se denomina calibración de una cámara al proceso mediante el cual se relaciona el modelo ideal de una cámara con el dispositivo real disponible junto con el cálculo de la posición y de la orientación de la cámara respecto a un sistema de referencia. El modelo de cámara “*pinhole*” se usa muy comúnmente y los parámetros a calibrar se clasifican en dos grupos:

- **Parámetros internos (intrínsecos)**. Son la geometría interna y las características ópticas de las lentes y del dispositivo óptico.
- **Parámetros externos (extrínsecos)**. Son la posición y la orientación de la cámara en un sistema de referencia.

Crear un modelo de cámara requiere el obtener numerosas imágenes, normalmente del sistema de calibración, en diferentes planos. Por cada plano, el modelo de cámara ofrece un conjunto de datos que consiste en matrices de rotación y traslación. Los conjuntos correspondientes, generados desde la izquierda y la derecha de la cámara en el mismo plano, proporcionar la información requerida para poder calcular la relación espacial entre las dos cámaras. La calibración estéreo devuelve matrices de rotación y traslación R y T , que son necesarias para relacionar el sistema de coordenadas de la cámara de ambas cámaras. La siguiente ilustración muestra esto:

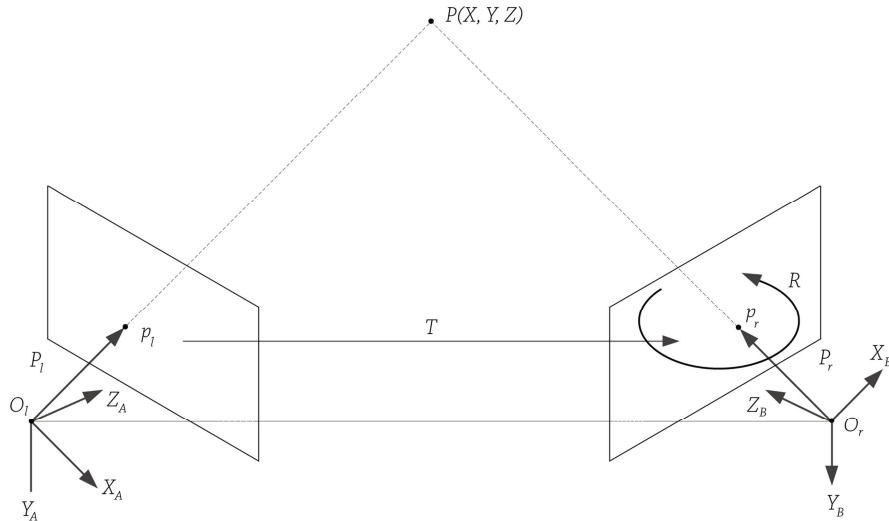


Ilustración 13: Esquema de triangulación de cámaras.

donde

- O_l es el origen del sistema de coordenadas centrado respecto al punto principal de la cámara izquierda.
- O_r es el origen del sistema de coordenadas centrado respecto al punto principal de la cámara derecha.
- P es un punto en el sistema real visto por las dos cámaras en el sistema de coordenadas real.

- P_l es un punto P en el sistema de coordenadas de la cámara de la izquierda.
- P_r es un punto P en el sistema de coordenadas de la cámara de la derecha.
- p_l es la proyección del punto P en el sistema de coordenadas de la cámara izquierda.
- p_r es la proyección del punto P en el sistema de coordenadas de la cámara derecha.

La calibración ofrece suficiente información para describir la posición relativa de ambas cámaras con respecto al punto P. Supongamos que (R_l, T_l) y (R_r, T_r) son las matrices de rotación y traslación para ambas cámaras, obtenidas mediante la calibración realizada. Cada par relaciona las coordenadas del punto P con su proyección (p_l, p_r) en el sistema de coordenadas correspondiente. Las coordenadas en el sistema real del punto P de cada cámara vienen dadas en base a las siguientes ecuaciones:

$$P_l = R_l \cdot P + T_l \tag{11}$$

$$P_r = R_r \cdot P + T_r \tag{12}$$

Las matrices de rotación y traslación R y T relacionan los puntos P_l y P_r mediante la siguiente ecuación

$$P_l = R \cdot T \cdot (P_r - T) \tag{13}$$

En base a esta relación, la matriz de rotación R se obtiene mediante la siguiente ecuación

$$R = R_r \cdot (R_l)^T \tag{14}$$

La matriz de traslación T se obtiene mediante la siguiente ecuación:

$$T = T_r \cdot R \cdot T_l \tag{15}$$

La calibración estéreo también calcula la matriz esencial E y la fundamental F. La matriz esencial E contiene la información necesaria para relacionar la posición de la proyección p_l con la proyección p_r en las coordenadas de la cámara. Teniendo presente que $P_r = R \cdot (P_l - T)$, la relación entre las proyecciones p_l y p_r y la matriz E viene dada por la siguiente ecuación:

$$p_r^T \cdot E \cdot p_l = 0 \tag{16}$$

La matriz E no contiene información referente a los parámetros internos de las cámaras; por lo tanto, no se puede usar para correlacionar las coordenadas de la imagen de los puntos conjugados. La matriz F se debe utilizar para este propósito. Dado un punto en la imagen de la izquierda, q_l , un punto conjugado en la imagen de la derecha, q_r , y la matriz F, los puntos se pueden relacionar de la siguiente manera:

$$q_r^T \cdot F \cdot q_l = 0 \tag{17}$$

La matriz F relaciona el punto den la imagen de la izquierda con la fila o línea que contiene el punto correspondiente en la imagen de la derecha. Por ejemplo, el punto q_r que corresponde con el punto q_l debe aparecer en la línea $l = F \cdot q_l$ de la imagen de la derecha. En la siguiente tabla se enumeran tanto las ventajas como las desventajas principales que presenta esta tecnología

Tabla 3: Ventajas y desventajas de la triangulación de cámaras.

Ventajas	Desventajas
Mayor resolución de imagen	Son necesarias al menos dos cámaras

La iluminación no afecta en exceso	Necesidad de calibrar las cámaras
	Costo computacional elevado

Escáner láser

El escáner láser de triangulación 3D es un escáner que usa la luz del láser para examinar el entorno [Fu+11a]. A un instrumento que sea capaz de generar ondas de luz usando una estrecha banda del espectro se le llama láser. Un láser típico emite luz en un estrecho y poco divergente haz de longitud de onda bien definida (correspondiente a un color particular si el láser opera en el espectro visible). Esto contrasta con otra fuente de luz como la bombilla incandescente, que emite luz con una gran abertura y con un amplio espectro de longitudes de onda, lo que hace que veamos la luz de la bombilla de color blanco y no sólo en una única dirección. Estas propiedades se pueden resumir con el término coherencia.

Realmente, los láseres son similares a los transistores: generan o amplifican luz al igual que los transistores generan o amplifican señales electrónicas de audio, radio o frecuencias de microondas. La palabra láser es el acrónimo en inglés de las palabras amplificación de la luz por emisión inducida de radiación (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation). El primer láser operativo fue mostrado en mayo de 1960 por Theodore Maiman en los laboratorios Hughes Research Laboratories.

Actualmente, los láseres se usan en la vida diaria, especialmente en los dispositivos de almacenamiento óptico como los reproductores de CD y DVD, en los cuales el láser escanea la superficie del disco para la lectura de los datos. Otras aplicaciones comunes del láser son los lectores de los códigos de barras y, obviamente, los punteros láser. En la industria, los láseres se usan para cortar el acero y otros metales y para grabar estampados como por ejemplo las letras en los teclados de ordenador. También se utilizan en aplicaciones médicas y militares.

La luz láser es simplemente luz generada mediante un instrumento láser. Esta luz tiene algunas propiedades muy especiales que la distinguen de la luz proveniente de otras fuentes:

- La luz láser se genera en forma de haz láser. Este haz tiene un alto (a veces extremadamente alto) grado de coherencia espacial, por lo tanto se propaga en una dirección bien definida con un haz moderadamente divergente. El término coherencia hace referencia a que la señal eléctrica guarda una relación de fase constante en diferentes puntos a lo largo del haz. Esta coherencia es la razón por la que un haz láser se puede propagar a lo largo de largas distancias y se focaliza produciendo manchas de luz muy pequeñas.
- La luz láser también tiene un alto grado de coherencia temporal (en la mayoría de los casos), lo que equivale a una longitud de coherencia larga. Longitudes de coherencia largas implican una rígida relación de fase a través de intervalos de tiempo relativamente largos, correspondientes a largas distancias de propagación (a menudo algunos kilómetros).
- Se obtiene un ancho de banda espectral (o ancho de línea) estrecho combinando una coherencia temporal grande con un tiempo de coherencia grande. Esto significa que los haces de láser visible tienen un cierto color puro, por ejemplo rojo, verde o azul, pero no blanco o magenta. Por ejemplo, la mayoría de los láseres usados en mediciones cortas y medias tienen una longitud de onda de 1064 nm (infrarrojo cercano) o 532 nm (láser verde). Es destacable

que una longitud de coherencia larga introduce una tendencia al fenómeno del ruido del láser, es decir, que se puede observar un patrón granular característico. Este efecto se puede observar cuando un haz láser incide en una superficie metálica.

- En la mayoría de casos, la luz láser está polarizada linealmente. Esto significa que el campo eléctrico oscila en una dirección espacial particular.

La luz láser puede tener otras propiedades destacables en función de la aplicación:

- La luz láser puede ser visible, pero la mayoría de láseres emiten en otras regiones del espectro, particularmente en el infrarrojo cercano, que el ojo humano no puede percibir.
- La luz láser no siempre es continua, pero puede ser emitida en forma de pulsos cortos o ultracortos. Como consecuencia de esto, los máximos de potencia pueden ser extremadamente altos.

Los haces de láser permanecen enfocados cuando se proyectan sobre un escenario lejano gracias a las propiedades de coherencia. Otra propiedad fundamental de las ondas de luz láser es su velocidad de propagación. La luz viaja con una velocidad finita y constante en un determinado medio. Como consecuencia de estas propiedades, la luz láser es muy adecuada para la medición de objetos. En los siguientes apartados se explicará su funcionamiento.

Escáner láser basado en triangulación

El haz de luz láser incide en el objeto y se usa una cámara para buscar la ubicación del punto del láser. Dependiendo de la distancia a la que el láser golpee una superficie, el punto del láser aparece en lugares diferentes en el sensor de la cámara.

Esta técnica se llama triangulación porque el punto de láser, la cámara y el emisor del láser forman un triángulo [Davydenko+09a]. La longitud de un lado del triángulo definido por la cámara y el emisor del láser es conocida. Este método consiste en determinar a qué profundidad se encuentra la superficie de un objeto, mediante la interpretación de la imagen generada por un haz de láser reflejado en la superficie analizada, basándose en los planteamientos del comportamiento de la perspectiva, ecuaciones (18) (19) y (20).

Esto se logra capturando en un sensor CCD, la posición del espectro del láser en la superficie del objeto en análisis. Al acercarse la superficie al sensor, el espectro reflejado se desplaza en sentido horizontal, si el observador se encuentra a un lado del láser. Esto se produce debido al ángulo de incidencia del láser respecto al sensor.

$$X = \frac{x' \cdot Z}{f'} \quad (18)$$

$$Y = \frac{y' \cdot Z}{f'} \quad (19)$$

$$Z = \frac{-D \cdot f'}{A \cdot x' + B \cdot y' + C \cdot f'} \quad (20)$$

La precisión de este sistema de medida puede ser muy elevada (milésimas de milímetro), pero depende del ángulo del vértice opuesto al escáner (cuanto más se aparte de 90° más baja es la precisión), lo que limita el tamaño de la escena a analizar. Dado que ese ángulo depende fuertemente

de la distancia entre el emisor láser y la cámara, el aumentar el alcance supone incrementar mucho el tamaño del equipo de medida. En la práctica, el alcance máximo de estos escáneres se limita a 20-30 cm. En la mayoría de los casos en lugar de un punto de medida se proyecta una línea que barre la superficie del objeto para acelerar el proceso de adquisición.

Medición láser basada en tiempo

Los escáneres de medición basados en tiempo son escáneres activos que miden un intervalo de tiempo entre dos sucesos. En general, hay dos principios de medición por tiempo: escáneres basados en pulsos y basados en fase.

Medición láser basada en tiempo - Escáneres basados en pulsos

Las ondas de luz viajan con una velocidad finita y constante a través de un medio. Por lo tanto, se puede medir el tiempo durante el cual la luz viaja de una fuente a un objeto y esta regresa a la fuente, mediante la fórmula siguiente:

$$D = \frac{c \cdot t}{2} \quad (21)$$

donde:

- c es la velocidad de la luz en el aire
- t es el tiempo que tarda la señal en ir y volver

El valor actual de la velocidad de la luz en el vacío es exactamente 299.792.458 m/s. Si la luz viaja por el aire, se debe aplicar un factor de corrección igual al índice de refracción (en función de la densidad del aire). Tomando el valor de la velocidad de la luz en el aire como 3,108 km/s aproximadamente se puede obtener que tarda 3.33 nanosegundos en recorrer un metro. Por tanto, para alcanzar una precisión de 1mm, es necesario ser capaces de medir intervalos de tiempo de alrededor de 3.33 picosegundos. Los escáneres de pulso no suelen usar haces continuos, sino pulsos de láser. Escanean todo su campo de visión punto a punto cambiando la dirección del haz mediante una unidad de desviación. Un láser escáner 3D típico basado en pulsos puede medir de 2.000 a 50.000 puntos por segundo. Hay que destacar que para que no se produzcan mediciones ambiguas, el tiempo medido (t) debe ser mayor que la amplitud del pulso (T_{pulso}). De esta manera:

$$t > T_{\text{pulso}} \quad (22)$$

$$d > \frac{1}{2} c \cdot T_{\text{pulso}} \quad (23)$$

Es importante destacar que el método derivado del tiempo para medir el retorno del pulso depende de la resolución temporal deseada, de la resolución del reloj y del rango dinámico requerido del pulso. Normalmente, algunos principios para clasificar el diseño son el tiempo límite (amplitud constante), el tiempo de paso cero (la derivada), el tiempo del primer momento (la integral) y la constante de fracción de tiempo.

En un sistema basado en pulsos, la máxima frecuencia de pulso está determinada por el hecho de que el emisor no puede enviar un pulso hasta que no haya recibido el anterior [Dahan+12a]. La

finalidad de esta restricción es evitar la confusión en la llegada de los pulsos, lo que recibe el nombre de máximo rango de certeza. Este parámetro depende de la duración del pulso y de su frecuencia.

La ventaja de usar un sistema de pulsos para las mediciones láser de distancia es la alta concentración de la energía transmitida. Esta energía hace posible que se alcance el ratio señal-ruido (SNR) necesario para altas precisiones en mediciones de larga distancia (hasta varios centenares de metros). El inconveniente es el problema de detectar la llegada exacta de los retornos dispersos del pulso debido a la naturaleza cambiante de las tolerancias ópticas y la atenuación atmosférica.

Medición láser basada en tiempo - Escáneres basados en la fase

Otro principio de medición basado en tiempo evita el uso de relojes de alta precisión modulando la potencia del haz láser. La luz emitida (incoherente) se modula en amplitud y se envía a una superficie. La reflexión dispersa se captura y un circuito mide la diferencia de fase entre las ondas enviada y recibida, y por tanto la demora.

Los escáneres basados en la fase típicos modulan su señal utilizando modulaciones sinusoidales, amplitud modulada (AM), frecuencia modulada (FM), *pseudo* ruido o modulación polarizada. En el caso de una señal sinusoidal modulada, la luz reflejada se demodula por medio de cuatro puntos de muestra que son disparados a la onda emitida. A partir de los cuatro puntos medidos $c(\tau_0)$, $c(\tau_1)$, $c(\tau_2)$ y $c(\tau_3)$ el desfase o diferencia de fase $\Delta\Phi$, el desplazamiento B y la amplitud A se pueden calcular mediante:

$$B = \frac{c(\tau_0) + c(\tau_1) + c(\tau_2) + c(\tau_3)}{4} \quad (24)$$

$$A = \frac{\sqrt{(c(\tau_0) + c(\tau_2))^2 + (c(\tau_1) + c(\tau_3))^2}}{2} \quad (25)$$

Los escáneres con modulación continua del haz también tienen un máximo rango de certeza, similar al de los sistemas de tiempo de vuelo. Para estos sistemas el alcance está limitado al que corresponde a un retardo de fase de un ciclo de la onda sinodal. La ecuación del máximo rango de certeza en una onda continua es:

$$Z_{\text{amb}} = \frac{c}{2 \cdot f_{\text{modulada}}} \quad (26)$$

En la siguiente tabla se enumeran tanto las ventajas como las desventajas principales que presenta esta tecnología

Tabla 4: Ventajas y desventajas de la tecnología de escáner láser.

Ventajas	Desventajas
Gran precisión	Coste muy elevado
Alta velocidad de detección	Pseudo tiempo real
	Peligro real en el cuerpo humano

Tiempo de vuelo (Time of Flight - TOF)

Las cámaras tiempo de vuelo que hacen uso de modulación de señales son sensores activos que miden distancias en base al principio de desfase de fase [Schaller11a][Kolb+09a]. La escena observada es iluminada mediante luz cercana al infrarrojo, donde la modulación de la señal se asume que es sinusoidal con frecuencias del orden de algunos megahercios (*ver Ilustración 14*). La luz reflejada es proyectada a un sensor CCD (Charge Coupled Device) o a un sensor CMOS (Complementary Metaloxide-Semiconductor) o una tecnología combinada. En el sensor, el desfase de la fase, que es proporcional a la distancia cubierta, es calculado en paralelo para cada píxel.

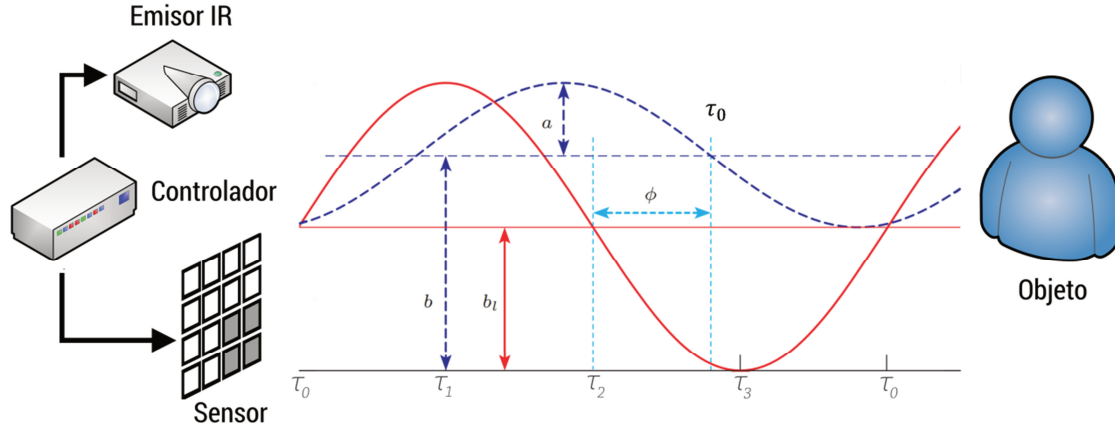


Ilustración 14: Funcionamiento de la tecnología de tiempo de vuelo.

Supongamos que $S_i(t) = \{s_i(t_0), s_i(t_1), \dots, s_i(t_m) | i=1, \dots, n\}$ son las $m+1$ medidas de una señal óptica tomada en cada uno de los n píxeles situados en el *array* de la imagen. Además, supongamos que $A = \{a_i | i=1, \dots, n\}$ es el conjunto de amplitudes y $B = \{b_i | i=1, \dots, n\}$ es el conjunto de intensidades. De la luz sinusoidal reflejada, se obtienen cuatro medidas $s_i(t_0)$, $s_i(t_1)$, $s_i(t_2)$, y $s_i(t_3)$ en 0° , 90° , 180° y 270° de la fase en cada período $T = 1/f_m$. El desfase ϕ_i , la amplitud a_i y la intensidad b_i , es decir, la luz del fondo se puede calcular mediante las siguientes fórmulas:

$$\phi_i = \tan^{-1} \left[\frac{s_i(\tau_0) - s_i(\tau_2)}{s_i(\tau_1) - s_i(\tau_3)} \right] \quad (27)$$

$$a_i = \frac{\sqrt{[s_i(\tau_0) - s_i(\tau_2)]^2 + [s_i(\tau_1) - s_i(\tau_3)]^2}}{2} \quad (28)$$

$$b_i = \frac{\sum_{j=0}^3 s_i(\tau_j)}{4} \quad (29)$$

Las medidas de distancia $D = \{d_i | i=1, \dots, n\}$ entre el *array* de la imagen y el objeto se determinan de la siguiente manera:

$$d_i = \frac{\lambda_m}{2} \cdot \frac{\phi_i}{2\pi} \quad (30)$$

donde λ_m es la amplitud de onda de la señal de modulación. Debido a la periodicidad de la señal de modulación, las cámaras de tiempo de vuelo tienen un rango de ambigüedad $d_n = c/2 \cdot f_{mod}$. Con este rango, la distancia se puede calcular. El rango depende de la frecuencia de modulación de la cámara, que define la amplitud de onda de la señal emitida. Para calcular las distancias, la cámara evalúa el

desfase de fase entre la señal de referencia y la señal recibida. ϕ_i es proporcional a la distancia d [Oggier09].

El cálculo de profundidad con cámaras de tiempo de vuelo se enfrenta a la aparición de errores sistemáticos y no sistemáticos. Normalmente, los errores sistemáticos se pueden gestionar mediante la calibración, y los no sistemáticos mediante el filtrado. Las cámaras de tiempo de vuelo pueden presentar cinco errores sistemáticos, descritos a continuación [Hansard+12a]:

- **Distorsión de profundidad.** Este problema aparece como consecuencia del hecho de que la luz infrarroja emitida no se puede generar idealmente debido a irregularidades en el proceso de modulación. Este tipo de error produce un desfase que depende solamente en la distancia media para cada píxel.
- **Error relativo a la integración y el tiempo.** El tiempo de integración afecta al rango de profundidad al que la cámara es sensible. Se soluciona recalibrando el sistema.
- **Errores relativos a los píxeles de la cámara.** Estos problemas surgen por dos motivos. El primero, errores debidos a los diferentes materiales que componen el sensor CMOS. Esto produce una diferencia de distancia constante en cada píxel, mostrando profundidades diferentes en píxeles vecinos correspondientes a la misma profundidad real. Otro problema están relacionados con la latencia debidos a los tiempos de carga de los condensadores que tienen un retardo en el proceso de correlación de la señal.
- **Errores relativos a la amplitud.** Estos errores ocurren debido a la baja o alta exposición de las amplitudes reflejadas. La precisión de la profundidad está ampliamente relacionada con la cantidad de luz que incide. Cuanta más amplitud reflejada mayor precisión en la profundidad. Las amplitudes bajas aparecen más a menudo
- **Errores relativos a la temperatura.** Esto errores se dan cuando la temperatura interna de la cámara afecta al procesamiento de la profundidad de la cámara, por lo que hay cámara que incluyen un ventilador en el interior. Los valores de profundidad sufren distorsión en toda la imagen hasta que la temperatura de la cámara se estabiliza.

Las cámaras de tiempo de vuelo sufren de cuatro errores no sistemáticos, descritos a continuación:

- El ratio de distorsión señal-ruido aparece en escenas no iluminadas uniformemente. Las áreas poco iluminadas son más susceptibles al ruido que las bien iluminadas. Este error depende directamente de la amplitud, la parametrización del tiempo de integración y de la uniformidad de la profundidad en la escena.
- Los errores de recepción de múltiple luz aparecen debido a los múltiples reflejos de la luz capturados en cada píxel del sensor. Estos múltiples reflejos de la luz dependen de la baja resolución lateral del sensor y de la forma geométrica de los objetos en la escena.
- El efecto de esparcimiento de la luz se produce debido a las múltiples reflexiones entre las lentes de la cámara y el sensor. Este efecto produce un valor de profundidad menor en los píxeles afectados, debido a la ganancia en energía de los píxeles adyacentes. Estos errores son relevantes solamente cuando los objetos se encuentran cercanos en la escena. Cuanto más cerca más distorsión.

- El emborronamiento por movimiento se da cuando la cámara se usa en entornos con movimiento. Esto se produce por el propio movimiento de los objetos o de la cámara durante el tiempo de integración.

La calibración de las cámaras basadas en la tecnología de tiempo de vuelo se puede realizar mediante una calibración óptica o mediante una calibración de la distancia [Fuchs+08a][Placht10]. A continuación se describe un método para cada tipo de calibración.

Calibración TOF óptica

La calibración óptica en cámaras basadas en tiempo de vuelo, tiene una gran influencia en la calidad de las coordenadas 3D. Para la calibración de la cámara, se hace uso del modelo “*pinhole*”, donde:

- La s representa el coseno del ángulo entre los ejes x e y del sensor.
- $\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix}$ son las coordenadas de un punto 3D en el sistema de coordenadas.
- $\begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix}$ son las coordenadas del punto proyectado en píxeles.
- A contiene los parámetros intrínsecos de la cámara, $R|t$ es una matriz de rotación que incluye la traslación.
- c_x y c_y son el punto principal.
- f_x y f_y son las distancias focales.
- r_{ij} , donde $i,j \in \{1,2,3\}$ son parámetros de rotación y t_i son parámetros de traslación que describen el movimiento de la cámara alrededor de una escena estática o viceversa.

$$s \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_x & 0 & c_x \\ 0 & f_y & c_y \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (31)$$

Las cámaras de tiempo de vuelo contienen lentes con distorsión, normalmente distorsiones radiales y ligeramente tangenciales. Para calcular los valores (X, Y, Z) , el modelo descrito anteriormente se amplía mediante la siguiente ecuación, donde:

- k_i , $i \in \{1,2,3\}$ son los coeficientes de distorsión radiales.
- p_j , $j \in \{1,2\}$ son los coeficientes de distorsión tangenciales.

$$\begin{pmatrix} X \\ y \\ Z \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} X \\ y \\ Z \end{pmatrix} + t \quad (32)$$

$$x' = x/z \quad y' = y/z \quad (33)$$

$$r^2 = x'^2 + y'^2 \quad (34)$$

$$x'' = x'(1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6) + 2p_1 x' y' + p_2 (r^2 + 2x'^2) \quad (35)$$

$$y'' = y'(1 + k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6) + 2p_2 x' y' + p_1 (r^2 + 2y'^2) \quad (36)$$

$$u = f_x x'' + c_x \quad v = f_y y'' + c_y \quad (37)$$

Calibración TOF mediante distancia

Los valores de distancia obtenidos por las cámaras basadas en tiempo de vuelo son afectados por un valor sistemático de distancia. Los errores relacionados con la intensidad dependen de:

- El tiempo de integración
- La intensidad
- La distancia
- Las coordenadas de los píxeles

La precisión se puede estimar fácilmente como la diferencia entre el valor de referencia y el valor medido o como el valor RMS (Root Mean Square) en caso de n medidas:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_r - x_i)^2} \quad (38)$$

donde x_r es el valor de referencia y x_i es la medida i -ésima. La precisión se define como el grado de concordancia entre los valores cuantitativos obtenidos por mediciones repetidas de una cantidad, en condiciones especificadas. Por lo tanto, se puede estimar como la desviación estándar empírica de las medidas:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_m - x_i)^2} \quad (39)$$

$$x_m = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (40)$$

donde x_m es el valor medio de las medidas. Es muy importante ajustar correctamente el tiempo de integración para tener la amplitud más alta sin tener saturación en los píxeles. Esto demuestra cuán importante es la relación entre la fuerza de la señal reflejada y la precisión de la distancia medida, lo que deriva en la siguiente ecuación:

$$\sigma_r = \frac{c}{4\pi \cdot f_{\text{mod}} \cdot \sqrt{2}} \cdot \frac{\sqrt{B}}{c_{\text{demod}} \cdot A} \quad (41)$$

donde c es la velocidad de la luz, A es la amplitud de la señal reflejada, B es la intensidad media de la señal reflejada y c_{demod} se llama al contraste de demodulación del sistema, el cual representa la precisión de las medidas en la fase y depende directamente de la estructura de los píxeles.

En la siguiente tabla se muestran las principales ventajas y desventajas que presenta la tecnología de tiempo de vuelo.

Tabla 5: Ventajas y desventajas de la tecnología de tiempo de vuelo.

Ventajas	Desventajas
Sólo es necesaria una cámara	Bajas resoluciones
Cálculo de la profundidad automático	Efecto aliasing
Adquisición de la geometría de la escena 3D	Superficies reflectantes
Menor dependencia de iluminación de la escena	

Luz estructurada (Structured Light)

Luz estructurada es la proyección de un patrón de luz (rayo, plano, cuadrícula, la luz codificada, y así sucesivamente) bajo condiciones de calibrado geométrico sobre un objeto cuya forma debe ser recuperada. El patrón de iluminación capturado variará según el haz de luz que se utilice: punto único (single dot), rendija, patrón de rayas o reja [Gerig12]. En estas técnicas, la información tridimensional se obtiene analizando las deformaciones de la proyección del patrón sobre la escena con respecto al patrón original proyectado.

La iluminación 2D estructurada es generada por un proyector especial o una fuente de luz modulada por un modulador espacial de luz [Young+86a][Fontana+02a]. La intensidad de cada píxel en el patrón estructurado de la luz está representado por la señal digital $\{I_{ij} = (i, j), i=1, 2, \dots, I, J=1, 2, \dots, J\}$, donde (i, j) representa las coordenadas (x, y) del patrón proyectado [Geng11a]. Como se muestra en la Ilustración 15, la relación geométrica entre un sensor de imágenes, el proyector de luz estructurada y un punto de la superficie del objeto puede ser expresada por el principio de triangulación, ecuación (8):

$$R = B \frac{\sin(\theta)}{\sin(\alpha + \theta)} \quad (42)$$

La clave para la triangulación basada en imágenes en 3D es la técnica utilizada para diferenciar un solo punto de luz proyectada de la imagen adquirida bajo un patrón de proyección 2D.

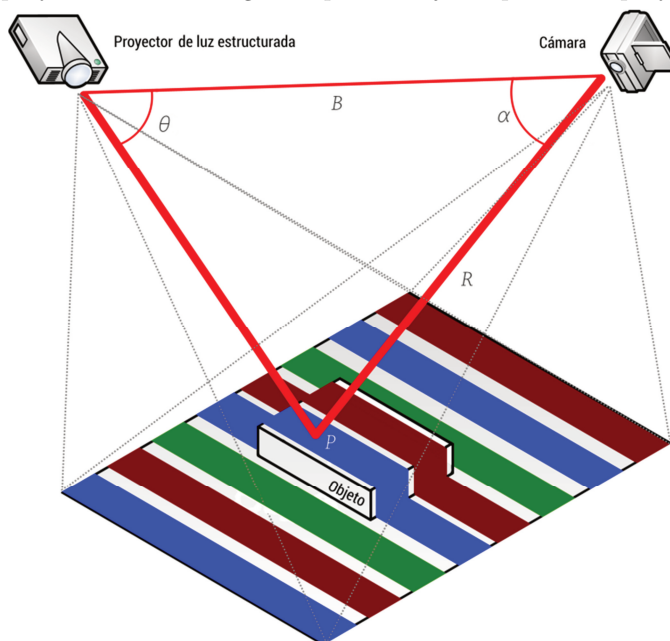


Ilustración 15: Funcionamiento del sistema de luz estructurada.

La técnica más rápida y versátil (por lo que a tiempo de captura respecta) es la proyección de patrones bidimensionales como el patrón de rayas o de reja. La primera consiste en la proyección de multitud de rayas correlativas entre sí o distribuidas arbitrariamente. Cuando las franjas son proyectadas sobre una superficie de referencia plana, el período de las franjas sobre la superficie es constante en cualquier punto. Dichas franjas se pueden representar matemáticamente mediante una serie de Fourier,

$$f(x) = \sum_{n=0}^{\infty} c_n \cos\left(\frac{2\pi}{p} nx\right) \quad (43)$$

donde c_n son los coeficientes de Fourier y n es un número entero. Sin embargo, es posible hacer uso de los dos primeros términos de la serie sin que esto afecte el análisis ya que las demás componentes armónicas pueden ser filtradas en el espacio de las frecuencias. Cuando el patrón de franjas es registrado mediante una cámara CCD, debido a efectos de perspectiva, el período deja de ser constante y varía respecto a las coordenadas x, y . El nivel de intensidad registrado por el CCD para una imagen modulada con franjas es

$$I(x, y) = a(x,y) + b(x,y) \cos\left(\frac{2\pi}{p(x,y)} x\right) \quad (44)$$

donde por comparación con interferometría, $a(x,y)$ representa el nivel de iluminación de fondo y $b(x,y)$ la visibilidad o contraste de las franjas.

Se han propuesto un gran número de métodos para adquirir información de la forma 3D, y existen muchas encuestas buenas. A continuación, se presentan los métodos más utilizados extraídos de la literatura [Hall-Holt+01a][Battle+98a][Chen+00]

- **Codificación temporal.** Muchos métodos de estimación de profundidad utilizan patrones de luz que varían en el tiempo a la hora de obtener valores robustos de profundidad. Los escáneres de profundidad mediante triangulación, son los más usados en cuanto a codificación temporal. El plano de la luz está en una única ubicación en cada instante de tiempo, y este se puede utilizar para recuperar los datos. Hay varios modelos, entre ellos: los códigos binarios [Posdamer+82a], los códigos de grises [Caspi+98a] y los patrones sinusoidales [Salvi+04]. La Ilustración 16 muestra las técnicas de codificación temporal.

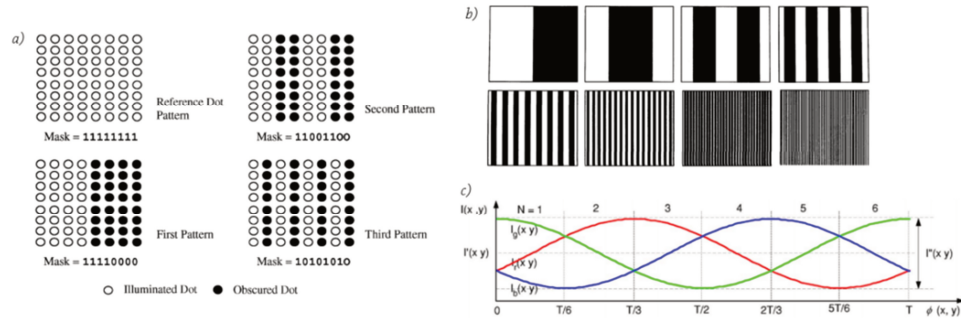


Ilustración 16: (a) Codificación de matriz $n \times n$ matrix de puntos láser. (b) Patrón de proyección de codificación binaria de 8 bits. (c) Sección de corte de los tres patrones sinusoidales de cambio de fase.

- **Codificación espacial.** Los patrones de rayas [Boyer+87a] y los patrones de rejilla [Salvi+04] son ejemplos de métodos que proyectan información de alta frecuencia y usan un desenrollado de fase o pasos de conteo de línea para rastrear el cambio de profundidad en una superficie. Todos estos métodos hacen suposiciones acerca de la continuidad espacial de los objetos, ya sea local o global. La Ilustración 17 muestra las técnicas para la codificación espacial.

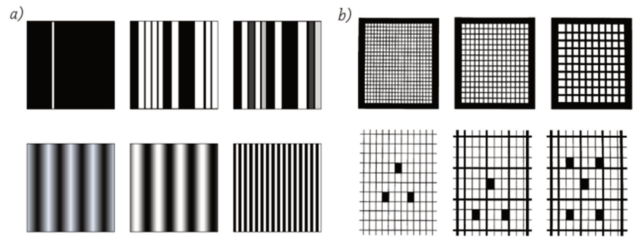


Ilustración 17: (a) Patrón de línea simple, patrón de De Bruijn, patrón N-ary, patrón triangular, patrón sinusoidal y líneas de alta frecuencia. (b) Grilla de patrones no codificados (arriba); Grilla de patrones parcialmente codificados por la posición de distintos puntos (abajo).

- **Codificación espacio-temporal.** Estos métodos mejoran la codificación temporal mediante la reducción del número de patrones requeridos y mejorar la exactitud de la codificación espacial utilizando la información temporal [Young+07a][Ishii12a]. Estos sistemas producen reconstrucciones detalladas de alta calidad aptas para la animación y la reconstrucción en alta resolución de objetos estáticos. La Ilustración 18 muestra una técnica para la codificación espacial.

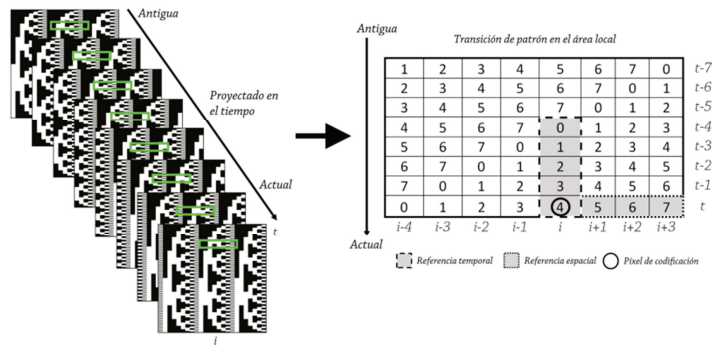


Ilustración 18: Codificación espacio-temporal ($p = 4$).

- **Reconstrucción multi-vista.** La codificación multi-vista se basa en situar cámaras en varias posiciones para reducir la ambigüedad, dando como resultado una reducción en las estimaciones 3D incorrectas. La Ilustración 19. Esquema de un escáner láser multi-vista muestra una técnica de reconstrucción multi-vista.

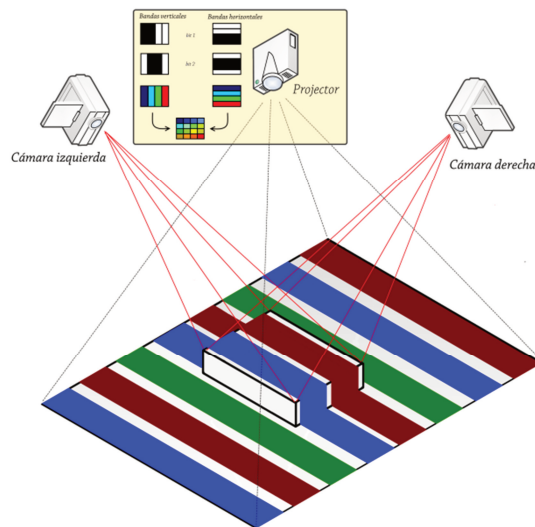


Ilustración 19: Esquema de un escáner láser multi-vista.

Las distorsiones geométricas de la óptica y de la perspectiva deben ser compensadas mediante la calibración del equipo de medida por medio de técnicas de calibración. En el proceso de calibración, las distancias focales, la translación y la orientación del sistema de coordenadas de obtención de imágenes con respecto al sistema de coordenadas global, tienen que ser calculados. A la hora de establecer un proceso de calibración, se puede hacer uso de varios puntos del objeto y de sus proyecciones en el plano de la imagen. Esto se puede representar mediante las siguientes ecuaciones (45) y (46):

$$\begin{bmatrix} wx_{p1} \\ wy_1 \\ w \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} & A_{14} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} & A_{24} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} & A_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{p0} \\ y_{p0} \\ z_{p0} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (45)$$

$$\begin{aligned} b_x &= [x_{p1}] \\ b_y &= [y_{p1}] \end{aligned} \quad (46)$$

Para esto, dando la correspondencia entre un punto del objeto (x_{p0}, y_{p0}, z_{p0}) y un punto de la imagen (x_{p1}, y_{p1}) , se puede calcular dos variables de la matriz A de correspondencia mediante la siguiente ecuación (47):

$$\begin{bmatrix} q_{x1} \\ q_{y1} \\ q_{x2} \\ q_{y2} \\ \dots \\ q_{x6} \\ q_{y6} \end{bmatrix} A = \begin{bmatrix} b_{x1} \\ b_{y1} \\ b_{x2} \\ b_{y2} \\ \dots \\ b_{x6} \\ b_{y6} \end{bmatrix} \quad (47)$$

Con la calibración de la cámara se consigue estimar los parámetros intrínsecos (longitud focal, punto de enfoque, factores de escalado, etc.) y extrínsecos (definidos por la matriz de rotación, el vector de translación entre el entorno real y el sistema de coordenadas de la cámara, etc.) de esta [Xue+12a].

Además, se puede utilizar esta tecnología en un espectro no visible, como actúa la tecnología Kinect [Freedman+2010]. Esta se encarga de proyectar un patrón moteado en el espectro infrarrojo, por lo que no es visible y por lo tanto no es molesto para la persona que hace uso de esta tecnología. El patrón que se utiliza es cuasi-periódico con cinco subcapas de simetría. Los patrones cuasi-periódicos se caracterizan por distinguir picos en el dominio de la frecuencia (espacio recíproco), pero contienen celdas no unitarias que se repiten a lo largo del área del patrón en el dominio espacial (espacio real). Estos patrones se pueden representar mediante las siguientes ecuaciones (14) y (15):

$$I = \left| \sum_{m=0}^{n-1} e^{ik_m \cdot r} \right|^2 \quad (48)$$

$$k_m = \left(\cos \frac{2\pi \cdot m}{\text{fold}}, \sin \frac{2\pi \cdot m}{\text{fold}} \right) \quad (49)$$

En la siguiente imagen se muestra el patrón que utiliza la Kinect para detectar y reconstruir los objetos de una escena. Este se compone de nueve bloques con un patrón semi-aleatorio de puntos en el interior de cada uno. Esta estructura se repite a través de cada bloque, y es obvio que este patrón

surge del centro brillante de cada bloque. Además, la estructura está diseñada con una estructura curva, para tener un radio de acción más elevado y, por lo tanto, poder obtener más información.

En la siguiente tabla se enumeran tanto las ventajas como las desventajas principales que presenta esta tecnología:

Tabla 6: Ventajas y desventajas de la tecnología de luz estructurada.

Ventajas	Desventajas
Proporcionan gran detalle	Funcionamiento irregular con escenas en movimiento
Permite la adquisición precisa de objetos con geometría arbitraria	Las superficies reflectantes o transparentes plantean dificultades
Se puede obtener la geometría y la textura con la misma cámara	Superposición de la luz sobre el patrón con las reflexiones

Termografía infrarroja (Infrared Thermography)

La termografía infrarroja es el proceso de crear imágenes visuales basadas en temperaturas superficiales. El término "termo" significa "relacionado con el calor" y "grafía" significa "el método de creación de una imagen". Por lo tanto, la termografía es "imagen térmica". Todo lo que realiza trabajo requiere energía. La energía se manifiesta en forma de calor, que es el movimiento de la energía entre las moléculas.

La cámara de infrarrojos identifica anomalías de calor. Incluso el hielo bajo cero muestra movimiento molecular y por lo tanto genera calor. De hecho, el movimiento molecular se detiene a temperaturas inferiores a 0° K [Buchdahl09a]. Así que, a efectos prácticos, todo lo que vemos en nuestro mundo emite calor [Gaussorgues94][Astarita+00a]. Como se ve en la Ilustración 20, el espectro electromagnético es una gama de frecuencias de la radiación electromagnética. Incluye las ondas de luz de los rayos gamma o las ondas de radio. Cada uno lleva energía y se mueve a la velocidad de la luz. La energía de la onda aumenta a medida que las longitudes de onda se hacen más cortas.

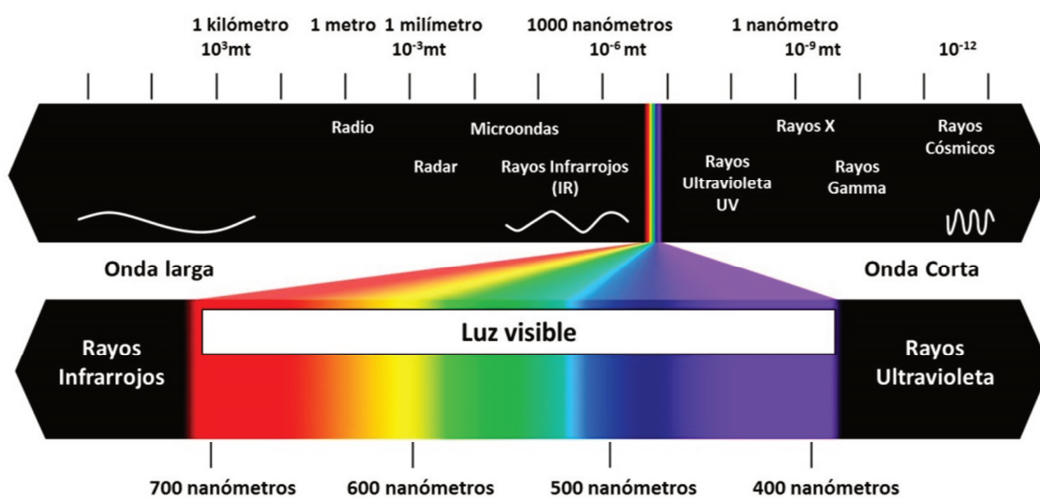


Ilustración 20: Espectro completo de la luz.

La termografía infrarroja proporciona imágenes térmicas que se han utilizado con éxito tanto por los militares como por la industria de la salud durante muchos años. Tanto para la identificación de las posiciones enemigas en tierra, como para ayudar a diagnosticar la situación de un paciente, la ciencia de la termografía ofrece detalles que de otra manera pasan desapercibidos para el ojo humano. La producción de calor es el principal subproducto del metabolismo. La tasa de producción de calor se denomina la tasa metabólica del cuerpo. Los factores importantes que afectan a la tasa metabólica son:

- Tasa Metabólica Basal¹ (TMB) de todas las células del cuerpo.
- TMB extra causada por la actividad muscular incluyendo temblores.
- TMB adicional, causada por el efecto de la tiroxina y otras hormonas en menor grado (es decir: la hormona del crecimiento, testosterona).
- TMB adicional, causado por el efecto de la epinefrina, la norepinefrina, y la estimulación simpática sobre las células.
- TMB adicional, causado por el aumento de la actividad química en las propias células, especialmente cuando la temperatura de la célula aumenta.

El uso de la termografía infrarroja es un elemento beneficioso para monitorizar el metabolismo y el flujo sanguíneo en una prueba no invasiva. La capacidad de medir con precisión la intensidad térmica infrarroja del cuerpo humano se hace posible debido a: la emisividad de la piel ($0,98 \pm 0,01$), que es independiente de la pigmentación; la capacidad de absorción ($0,98 \pm 0,01$); la reflectividad ($0,02$) y la transmitabilidad ($0,000$). [Dziuban02a] La piel humana imita el concepto de radiación del "cuerpo negro". Un cuerpo negro perfecto sólo existe en teoría, y es un objeto que absorbe y re-emite toda su energía. La piel humana es casi un cuerpo negro perfecto, ya que tiene una emisividad de $0,98$, independientemente del color real de la piel.

La ley de radiación de Planck se puede escribir dependiente de la frecuencia, la ecuación (50) o dependiente de la longitud de onda, la ecuación (51):

$$B_{\nu}(T) = \frac{2h\nu^3}{c^2} \cdot \frac{1}{e^{h\nu/kT} - 1} \quad (50)$$

$$B_{\lambda}(T) = \frac{2hc^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{e^{hc/\lambda kT} - 1} \quad (51)$$

donde:

- λ es la longitud de onda
- T es la temperatura
- h es la constante de Planck o el quantum de acción de Planck ($h = 6.62606896 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$)
- c es la velocidad de la luz ($299,792,458 \text{ m/s}$)
- e es la base del logaritmo natural
- k es la constante de Boltzmann ($1.380 6504 \times 10^{-23} \text{ J /K}$)
- ν es la frecuencia ($c = \lambda\nu$)

¹ La tasa metabólica basal (TMB) es la cantidad de las calorías diarias necesarias para mantener las funciones básicas de su cuerpo.

La energía de un cuerpo radiante es no lineal y fuertemente dependiente de la temperatura y longitud de onda. El área bajo estas curvas es proporcional a la energía total emitida. Esto conlleva a la ley de radiación de Stefan-Boltzmann, que muestra que la energía total emitida es proporcional a la potencia cuarta de la temperatura, la ecuación (52):

$$\int_{\lambda=0}^{\lambda=\infty} L(\lambda, T) d\lambda = \sigma T^4 \quad (52)$$

Cuanto mayor es la temperatura del objeto, menor es la longitud de onda donde el cuerpo más irradia, lo que conduce a la ley de desplazamiento de Wiens ($\lambda_{\max} \cdot T = \text{const} = 2897.756 \mu\text{mK}$). La ley de Planck también es conocida como la ley de radiación del cuerpo negro.

Estas mismas propiedades permiten grados de temperatura que se asignará al valor digital de cada píxel [Hardy+34]. Esto se logra mediante la calibración, haciendo uso de un simulador de "cuerpo negro" y un algoritmo para tener en cuenta los factores anteriormente mencionados, además de la temperatura ambiente. Se puede desarrollar una paleta multi-color mediante la agrupación de valores de píxel. No hay estándares de la industria que indiquen cómo realizar esta tarea, por lo que cada fabricante usa su técnica. El uso de valores de tonos de gris está estandarizado, es consistente y reproducible. El color negro se considera frío y el color blanco caliente [Holmes90a]. En la siguiente imagen se muestran los diferentes tipos de radiación que indican en los objetos (ver *Ilustración 21*) [Goody+89a]:



Ilustración 21: Fuentes de energía.

- **Transmitancia (τ).** La transmisión es el término utilizado para describir el proceso por el cual el flujo radiante incidente se aleja de una superficie o medio desde un lado distinto del lado de incidencia, por lo general el lado opuesto. La transmitancia espectral $\tau(\lambda)$ de un medio es el ratio del flujo espectral transmitido $\Phi_{\lambda t}$ respecto del flujo espectral incidente $\Phi_{\lambda i}$.
- **Absorción (α).** La absorción es el proceso por el cual el flujo radiante incidente se convierte en otra forma de energía, generalmente en calor. La absorción es la fracción de flujo incidente que es absorbido. El grado de absorción de un elemento se define mediante la siguiente igualdad: $\alpha = \Phi_a / \Phi_i$.
- **Reflectancia (ρ).** La reflexión es el proceso mediante el cual se devuelve una fracción del flujo radiante incidente sobre una superficie en el mismo hemisferio cuya base es la superficie y que contiene la radiación incidente. La reflexión puede ser especular (en la dirección opuesta), difusa (dispersos en todo el hemisferio), o una combinación de ambas.
- **Emisividad (ϵ).** La emitancia es el valor de radiación de un objeto o superficie respecto a la radiación de un “cuerpo negro” (radiador de Planck) a la misma temperatura. Por lo tanto, es adimensional y puede tomar valores entre 0 y 1 para radiadores térmicos en equilibrio. E

emitancia espectral $\varepsilon(\lambda)$ es la emitancia a una longitud de onda dada. Si un radiador es neutral con respecto a la longitud de onda, con una emitancia espectral constante menor que la unidad, este se denomina cuerpo gris.

El flujo radiante incidente sobre una superficie o medio se somete a la transmisión, reflexión y absorción. La aplicación de la conservación de la energía conduce a la afirmación de que la suma de la transmisión, la reflexión y la absorción del flujo incidente es igual a la unidad, o lo que es lo mismo:

$$\alpha + \tau + \rho = 1 ; \alpha(\lambda) + \tau(\lambda) + \rho(\lambda) = 1 \quad (53)$$

Si la situación es tal que se puede aplicar relaciones de Kirchhof de tipo f, entonces la emitancia ε puede ser sustituida por un grado de absorción en las ecuaciones anteriores:

$$\varepsilon = 1 - \tau - \rho ; \varepsilon(\lambda) = 1 - \tau(\lambda) - \rho(\lambda) \quad (54)$$

Los sensores utilizados en las cámaras de infrarrojos de onda corta (SWIR - Short Wave Infrared) funcionan de manera similar a los sensores de base de silicio como los CCD o CMOS mediante la conversión de fotones en electrones, llamados detectores cuánticos. Sin embargo, para ser capaz de detectar luz más allá del espectro visible, su área sensible de fotones está hecha de materiales tales como Indio Galio Arsenio (InGaAs - Indium Gallium Arsenide) o Mercurio Cadmio Telurio (HgCdTe - Mercury Cadmium Telluride). De este modo, basado en la composición del material, estos sensores son sensibles en diferentes rangos de longitud de onda, y puede requerir un enfriamiento (nitrógeno líquido o una pequeña unidad de refrigeración de ciclo Stirling) para lograr una relación SNR adecuada. En contraste con los sensores CCD y CMOS de base únicamente silicio, un sensor de base InGaAs está hecho de diferentes materiales. La combinación de estos materiales es una tecnología relativamente compleja y consume mucho tiempo, ya que se necesitan muchos pasos de fabricación. Además, el rendimiento de la producción es relativamente bajo. Esto es causado principalmente por las dificultades que pueden ocurrir cuando se conecta el circuito de lectura CMOS con la parte fotosensible del sensor. Sus niveles de respuesta oscilan entre 0,8 y 2,5 micras [Osorio+12a].

Los detectores más utilizados en cámaras de infrarrojos de onda media (MWIR - Medium Wave Infrared) son el MCT e Indio Antimonio (InSb - Indium Antimonide). Sus niveles de respuesta oscilan entre 2,5 y 5 micras, aunque hay variaciones en algunos detectores que pueden aumentar estos valores. Una de las razones fundamentales por las que el rendimiento de este equipo es tan eficaz, es debido a que sus detectores se mantienen a temperaturas criogénicas a través de refrigeradores que aíslan las cámaras de ruido de lectura o ruido térmico, lo que da como resultado una imagen limpia, mientras que el gas refrigerante se mantiene a niveles apropiados [Norton+05].

Los sensores más populares basados en ondas infrarrojas de largo alcance (LWIR - Long Wave Infrared) para detectar radiación infrarroja entre 8 y 14 micras son el bolómetro y el microbolómetro. Los bolómetros consisten en películas de óxido de vanadio resistivo (VOx - Vanadium Oxide) o de silicio amorfo (a-Si). Tales películas detectan los cambios de resistencia eléctrica relacionadas con la temperatura. A nivel de píxel, el primer beneficio es la alta uniformidad espacial. El segundo beneficio es el comportamiento predictivo de la temperatura, un factor que contribuye a la facilidad de operación del sensor cuando se producen cambios en la temperatura ambiente. Por estas razones, los sensores basados en a-Si son más sensibles a los cambios de temperatura y tienen, en general, una

calidad superior. Los microbolómetros están equipados con películas de germanio para garantizar unos resultados perfectos en un rango de entre 8 y 14 micras. En comparación con los detectores cuánticos, los microbolómetros suelen tener menor costo, una respuesta espectral infrarroja más amplia y no requieren refrigeración. Por otro lado, tienen un tiempo de reacción inferior a cambios de temperatura y son menos sensibles que los detectores cuánticos [Henini+02a].

En la siguiente tabla se enumeran tanto las ventajas como las desventajas principales que presenta esta tecnología:

Tabla 7: Ventajas y desventajas de la termografía infrarroja.

Ventajas	Desventajas
Técnica sin contacto	Coste del equipo elevado
Resultados rápidos, fiables y precisos	Incapacidad de detectar la temperatura a través de superficies como el cristal
Grandes áreas escaneadas de una vez	Problemas con la Emisividad

2.2.4 Tabla comparativa de las tecnologías estudiadas

El uso de un escáner láser en tiempo real generalmente no es posible. Los escáneres láser combinan un láser y un espejo mecánico para escanear el entorno. Otros sistemas mueven una línea a través del objeto. Hay combinaciones utilizando una línea de láser y una cámara de color para detectar la línea y extraer información 3D. Los láseres puede provocar problemas en los ojos y además, el costo de estos sistemas es muy elevado. Sin embargo, un escáner láser lograr una alta precisión en los datos medidos.

Tabla 8: Comparativa de tecnologías estudiadas.

Cualidad	Estéreo	Estructurada	ToF	Infrarroja
Complejidad	Alta	Alta	Media	Media
Coste	Bajo	Medio/alto	Medio	Alto
Respuesta	Medio	Bajo	Alto	Alto
Baja luminosidad	Débil	Dependiente	Bien	Bien
Exterior	Bien	Medio	Mal	Bien
Precisión	cm	$\mu\text{m} - \text{cm}$	$\text{nm} - \text{cm}$	-
Rango	Medio	$< 4 \text{ m}$	$< 1 \text{ m}, > 30 \text{ m}$	$< 0.3\text{m} - \infty$
Velocidad	$\sim 10 \text{ pfs}$	$\sim 15 \text{ pfs}$	$> 30 \text{ fps}$	$> 30 \text{ fps}$

A menudo es difícil conseguir el tiempo real con las técnicas de luz estructurada, especialmente, en las configuraciones que requieren una exploración secuencial de la luz a través de la escena. Además, la luz estructurada obtiene medidas directas sólo en los puntos de la escena iluminada por el patrón de luz. Los valores de profundidad en puntos sin iluminación también tienen que ser derivados a través de interpolación para sistemas estéreo. Una vez más, la precisión depende de la configuración y está en función de parámetros como la línea de base, el enfoque, el patrón de luz, etc. Para los sistemas de luz estructurada es obligatorio calibrar el sistema para poder mapear el patrón de luz observada con los valores 3D de los puntos. Además de la calibración de la cámara, la geometría

relativa de los rayos de luz con respecto a la cámara tiene que ser conocida. La unidad de proyección se tiene que montar con gran precisión y también es muy dependiente de la aplicación, lo que conduce a costos elevados.

La principal diferencia entre ambos sistemas es cómo se obtiene la información de la profundidad. La mayoría de los métodos estéreo extraen valores de profundidad de los píxeles donde las características correspondientes o la textura están disponibles. Para obtener la información de profundidad, se requiere la interpolación entre los píxeles. A diferencia de esto, debido a la alta resolución lateral, las cámaras ToF tienen de forma innata la información de profundidad en resoluciones constantes y a alta velocidad de fotogramas, sin necesidad de interpolación. Ambos sistemas son capaces de operar en tiempo real, pero la precisión para sistemas estéreo generalmente baja cuando se trata de lograr el tiempo real. La exactitud en los sistemas estéreo depende de la configuración, en donde los parámetros típicos de referencia son, por ejemplo, la distancia focal. Las cámaras ToF son monoculares, por lo que no dependen de ningún parámetro que interfieran en la precisión. Sin embargo, los principales parámetros específicos de la cámara relativos a la exactitud son la cantidad de luz emitida, así como la calidad de la señal de modulación y las propiedades de transmisión de los LED. Un paso inevitable en las configuraciones estéreo es la calibración. Si no se calibra adecuadamente, el sistema no será capaz de convertir los valores de disparidad a estimaciones correctas de profundidad. Además, muchos algoritmos de correspondencia asumen la geometría epipolar que se deriva de la calibración.

2.2.5 Entornos de desarrollo y cámaras disponibles

A la hora de desarrollar sistemas de detección y seguimiento de personas u objetos es necesario elegir la tecnología que se encargará de realizar el trabajo de la mejor manera posible. Para realizar este trabajo, en el mercado hay disponibles una serie de sistemas hardware y software destinados a realizar la tarea. De entre los disponibles destacan los sistemas basados en luz estructurada y los sistemas basados en tiempo de vuelo. En las siguientes secciones se detallan tanto los sistemas software (frameworks de desarrollos) como los sistemas hardware (cámaras).

2.2.5.1 Entornos de desarrollo

En el mercado hay varios frameworks o SDK encargados de ofrecer funcionalidades asociadas a las cámaras de profundidad disponibles. Cada fabricante ofrece una solución integral: hardware más software.

La mayoría de estos SDK son gratuitos, mientras que otros son de pago con versión de prueba durante un tiempo definido. Las funcionalidades ofrecidas por estos SDK son muy similares entre sí, diferenciándose únicamente a nivel interno en la implementación de los mismos. Algunos SDK sólo funcionan con una cámara, como el caso del SDK de Microsoft que sólo está disponible para su cámara Kinect; otros, por el contrario, funcionan con la mayoría de cámaras disponibles, como es el caso de OpenNI o IISU. El SDK creado por Omek ya no se encuentra disponible, debido a la compra de la compañía por parte de Intel a fecha 16 de julio de 2013. Lo propio pasa con el software de PrimeSense tras la adquisición por parte de Apple a fecha 24 de noviembre de 2013. A pesar de esto,

la compañía Occipital Inc, sigue dando la posibilidad de descargar el SDK OpenNI y se mantiene vivo a día de hoy, con promesa de actualizaciones futuras.

La siguiente tabla muestra un cuadro comparativo de los diferentes SDK a usar con las cámaras de profundidad.




Tabla 9: SDKs disponibles.

SDK	Empresa	Características principales	Precio (€)
Kinect SDK 1.8	Microsoft	<ul style="list-style-type: none"> - Reconocimiento del usuario “sentado” - Reconocimiento facial - Reconocimiento de la orientación de las extremidades - Reconocimiento del habla - Detectar la orientación del sensor - Soporte para varios sensores Kinect - Kinect Fusion 	Gratuito
OpenNI SDK 2	PrimeSense (Apple)	<ul style="list-style-type: none"> - Análisis completo y tracking del usuario - Análisis de la posición y tracking de las manos y/o gestos 	Gratuito
NiTE 2	PrimeSense (Apple)	<ul style="list-style-type: none"> - Tracking del cuerpo - Tracking de manos - Reconocimiento de varios gestos predefinidos - Identificación de usuarios - Soporte de diversas cámaras - Multiplataforma - Uso reducido de la CPU 	Gratuito
IISU Pro 3.6	SoftKinetic	<ul style="list-style-type: none"> - Detección y seguimiento del cuerpo y de las manos y dedos - Multiplataforma - Arquitectura multicapa para optimización - Soporte para diferentes fabricantes de cámaras 	1.200
RealSense SDK	Intel	<ul style="list-style-type: none"> - Reconocimiento de voz - Seguimiento de manos y dedos - Análisis facial - Realidad aumentada - Eliminación del fondo 	Gratuito

2.2.5.2 Cámaras de profundidad

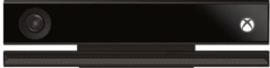


En los últimos años, a raíz de la aparición en el mercado del sensor Kinect para la consola de videojuegos Xbox 360 (en el año 2010) y para PC un año más tarde, el precio de la tecnología de profundidad ha disminuido considerablemente. Esto, ha provocado que la tecnología se haya hecho más accesible para los usuarios finales ya que hasta esa fecha, la mayoría de las cámaras de profundidad estaban destinadas al sector profesional, teniendo un costo muy elevado.

Tabla 10: Cámaras basadas en luz estructurada.

	Kinect 	X-Tion PRO Live 	Carminie 1.08 
Fabricante	Primesense/Microsoft	Asus	Primesense
Características	CV: 57,5° x 43,5° Rango: 0.8m–4.0m Profundidad: QVGA Video: VGA Conexión: propietaria Nº de micrófonos: 4 Movimiento: motorizado Versión: Xbox 360 y PC	CV: 58° x 45° Rango: 0.8–3.5m Profundidad: VGA Video: SXGA Conexión: USB2 Nº de micrófonos: 2 Movimiento: manual Versión: PC, Linux	CV: 57.5° x 45° Rango: 0.8m–3.5m Profundidad: VGA Video: VGA Conexión: USB2 Nº de micrófonos: 2 Movimiento: manual Versión: PC
Lanzamiento	2010/2011	2012	2011
Precio (€)	199	160	160

Actualmente hay tres tipos de cámaras, asociadas a la tecnología que implementan: cámaras basadas en luz estructurada, cámaras basadas en tiempo de vuelo y cámaras basadas en triangulación. Las cámaras basadas en luz estructurada (ver Tabla 10. Cámaras basadas en luz estructurada), como la versión original del sensor Kinect, son más accesibles y presentan características más limitadas, mientras que las cámaras basadas en tiempo de vuelo (ver Tabla 9 - Cámaras basadas en tiempo de vuelo), como la nueva versión de Kinect, presentan una funcionalidad más avanzada, repercutiendo en el precio final. En el sector profesional, las cámaras basadas en tiempo de vuelo se utilizan en controles de calidad y en líneas de montaje, debido a su precisión a la hora de analizar las imágenes.

Tabla 11: Cámaras basadas en tiempo de vuelo.

	Kinect 	DS311 	SR4500 
Fabricante	Microsoft	Sofkinetic	Mesa Imaging
Características	CV: 70° x 60° Rango: 0.8m–4.0m Profundidad: 512x424 Video: HD 1080 Conexión: USB3 Nº de micrófonos: 4 Versión: Xbox One y PC	CV: 57,3° x 42° Rango: 0.15m–4.5m Profundidad: QQVGA Video: VGA Conexión: USB2 Nº de micrófonos: 2 Versión: PC, Linux	CV: 69° x 55° Rango: 9m Profundidad: QCIF Video: QCIF Conexión: Ethernet Nº de micrófonos: 0 Versión: PC, Linux
Lanzamiento	2013/2014	2011	2013
Precio (€)	399	149	3.700

Las cámaras basadas en triangulación 3D ofrecen funciones más limitadas en comparación con otras basadas en tecnología ToF o luz estructurada. Además, el software que les acompañan (SDK +

drivers) debe ser muy avanzado para poder igualar las características ofrecidas por las otras tecnologías. La *PlayStation 4 eye* se usa principalmente para la detección de caras y posicionamiento de los jugadores mediante el mando, si bien su uso es minoritario y prácticamente ningún juego hace uso de la misma. En este año ha aparecido la cámara ZED de la empresa Stereo Labs, la cual garantiza alta calidad de vídeo ya que soporta resoluciones de hasta 2.2K (4416x1242 @ 15fps), ofreciendo la misma resolución para el mapa de profundidad.

Tabla 12: Cámaras mediante triangulación.

	PlayStation 4 eye	Capella	ZED
			
Fabricante	Sony	e-con Systems	Stereo Labs
Características	CV: 85° Rango: 0.3m-∞ Video: 720p Conexión: Propietario de Sony Nº de micrófonos: 4 Versión: PlayStation 4	CV: --- Rango: 0.1m-∞ Video: WVGA Conexión: USB Nº de micrófonos: 0 Versión: Linux	CV: 110° Rango: 1.5m-20 m Video: 2.2K Conexión: USB 3 Nº de micrófonos: 0 Versión: Windows, Linux
Lanzamiento	2013	2012	2015
Precio (€)	100	1020	449

2.3 Justificación de la elección de la tecnología

En los apartados anteriores se han detallado tanto la problemática asociada a la EM, como los mecanismos a llevar a cabo los procesos rehabilitadores (ejercicios físico y fármacos). La parte farmacológica-médica queda fuera completamente del ámbito de esta tesis, ya que trata aspectos relacionados con la medicina, inabordables en todos los casos, ni por el doctorando ni por la directora de la tesis y por ende el equipo de investigación.

En el punto 2.2 se ha hecho un estudio completo estado del arte de la parte tecnológica relativa a sistemas de visión por ordenador. El hecho de revisar los mecanismos de visión viene dado directamente por el sistema que se iba a diseñar, un sistema de análisis en tiempo real de la posición de los pacientes con EM. Para detectar la posición de una persona hay varios mecanismos posibles, siendo los más importantes los siguientes:

- **Sensórica externa.** A través de sensores externos se captura el movimiento de la persona.

Los cuatro tipos más importantes son los siguientes:

- **Fibra óptica.** Al doblarse, la fibra óptica atenúa la luz transmitida, por lo que se puede detectar el movimiento generado. Inicialmente, aparecieron guantes de fibra óptica, aunque actualmente se está intentando aplicar esta técnica a la captura general del movimiento.
- **Sistemas inerciales.** Estos sistemas utilizan acelerómetros y giroscopios, los cuales proporcionan información sobre la aceleración y la velocidad angular del sensor. A través de algoritmos complejos, se puede calcular la posición, los ángulos de Euler

girados y la orientación. Los acelerómetros son muy sensibles al ruido, pero no se degradan con el tiempo, mientras que los giroscopios no son tan sensibles, pero sí que sufren una degradación. Combinando ambos sensores, es posible detectar el movimiento con mayor precisión.

- **Sensores electromecánicos.** La captura de movimiento se realiza con potenciómetros colocados en las diferentes articulaciones. Dichos potenciómetros se unen con diferentes barras metálicas o plásticas de modo que, al mover la articulación, se mueve la posición del potenciómetro. Asignando una posición a un ángulo, se puede conocer el movimiento realizado.
- **Sensores electromagnéticos.** Se colocan diferentes sensores electromagnéticos a lo largo del cuerpo, conectados a una unidad central. Mediante un transmisor, se genera un campo electromagnético que es detectado por los diferentes sensores y transmitido posteriormente. La unidad de control detecta la distancia a la que se sitúan los distintos sensores dependiendo del tiempo que tarda en recibir este campo.
- **Cámaras de visión con indicadores.** Mediante el uso de una o varias cámaras digitales sincronizadas, se pueden recoger proyecciones simultáneas. Se pueden combinar la(s) cámara(s) con indicadores, pudiendo ser de los siguientes tipos:
 - **Indicadores pasivos.** Cubiertos de un material reflectante, se pegan al usuario en diferentes puntos de modo que la luz reflejada se recoge por las cámaras. Estos indicadores se utilizan para conocer la orientación de las articulaciones.
 - **Indicadores activos.** A diferencia de los anteriores, los indicadores activos emiten su propia luz, por lo que la distancia a la que se sitúa el sujeto puede ser mayor. Se debe sincronizar la emisión de dicha luz con la captura de las cámaras. La iluminación de los indicadores puede ser de modo que ilumine uno solo cada vez, o iluminando varios de ellos a la vez mediante luz estroboscópica.
 - **Indicadores semi-pasivos.** En este caso son los propios indicadores los que detectan su posición y orientación mediante etiquetas fotosensibles.
- **Cámaras de visión avanzadas.** Estas cámaras no requieren de elementos externos ya que implementan tecnologías que facilitan este trabajo. El estudio de estas cámaras y su tecnología se ha realizado en el punto 2.2.

En ningún momento se planteó la posibilidad de utilizar algún elemento externo adicional, (sensórica o indicadores), debido a que se quería diseñar un sistema sencillo de utilizar, sin requerir ayuda externa por personas ajenas a los familiares y que estos no tuvieran que aprender la engorrosa labor de situar los sensores/indicadores, además de la incomodidad que suponen para el usuario. Debido a esto, tanto los profesionales como los usuarios finales, descartaron estas opciones, lo que conllevó el buscar otras soluciones, mediante las cuales, se pudiera conseguir alcanzar los objetivos previstos en la tesis. Así, la elección fue el uso de cámaras de visión con tecnología avanzada.

Dentro de las cámaras de visión avanzada, en el grupo DeustoTech-LIFE, se venía trabajando con la cámara Kinect, por lo que se optó por utilizar otro tipo de sensor, novedoso en el momento de uso, como es la cámara DepthSense 311 (DS311) de la empresa Softkinetic, que hace uso de la tecnología de tiempo de vuelo. Esta tecnología, ha demostrado ser ventajosa respecto a otras, ya que, para la

segunda versión del sensor Kinect, se optó por esta tecnología, la tecnología basada en tiempo de vuelo. Además, la cámara DS311 tiene un precio más contenido respecto a otras soluciones, hecho que se debía tener en cuenta, ya que la idea final era que cada paciente pudiera disponer del sistema en su hogar sin tener que desembolsar una cantidad de dinero abusiva, lo que impediría su implantación final.

Con todo lo expuesto anteriormente, considero que la elección de la cámara DS311 respecto a otras tecnologías está justificada totalmente, lo que permite continuar con el diseño del sistema sin miedo a consecuencias futuras erróneas basadas en la elección.

2.4 Sumario

En este capítulo se ha realizado un completo estudio tanto de la parte médica como de la parte tecnológica relativa al ámbito de esta tesis.

Por una parte, se ha realizado un completo recorrido a lo largo de las últimas décadas de la EM y su repercusión, así como los avances médicos que se han realizado y los que se están realizando en la actualidad. Como se ha expuesto, a día de hoy la EM es una enfermedad de la que presenta numerosos vacíos de conocimiento, sin ir más lejos, el porqué de ella, la relación directa de la misma con la zona geográfica, con el material genético de la persona, con el sexo, etc.; así como una cura eficaz y efectiva que elimine por completo los problemas asociados que presenta. A pesar de esto, se han realizado importantes avances para controlar la enfermedad y reducir en la medida de lo posible las complicaciones que presenta, permitiendo a las personas que la sufren, encararla con una expectativa mejor en cuanto a su calidad de vida. Se ha comprobado como la dicotomía tratamientos mediante fármacos y terapia física (fisioterapia, rehabilitación, terapia ocupacional, etc.) ayuda a controlar en la medida de lo posible los efectos adversos, frenando los brotes y manteniendo la estabilidad durante largos períodos de tiempo.

Por otra parte, se ha realizado un barrido en cuanto a las tecnologías que pudieran aplicarse para alcanzar la meta de esta tesis. Hay multitud de tecnologías, algunas sin posibilidad de ser aplicadas debido a la naturaleza intrínseca de las mismas (procesos *batch*, tecnologías con contacto, etc.); y otras cuya tecnología hacen difícil la elección, debido a la similitud en cuando a los resultados obtenidos, aunque cada una de ellas presente ventajas y desventajas diferenciadoras.

Finalmente, se ha justificado la elección de la tecnología, cámara basada en tiempo de vuelo, respecto a otras disponibles, ya sean otras cámaras u otra tecnología basada en sensórica externa y/o indicadores físicos.

Bases de datos

En este capítulo se describirá la metodología seguida para realizar la elección de las personas (población blanco), profesionales santiarios así como pacientes con Esclerosis Múltiple, que han participado en las pruebas del sistema desarrollado *ad-hoc* para esta

tesis. Esto incluye los criterios de inclusión y exclusión aplicados para cada uno de los colectivos implicados. Finalmente, se incluyen los parámetros que se analizarán en el capítulo dedicado a ello, resultados, y que servirán para validar la hipótesis definida para esta tesis.

“

Es un error capital teorizar antes de poseer datos. Uno comienza a alterar los hechos para encajarlos en las teorías, en lugar de encajar las teorías en los hechos

Sir Arthur Ignatius Conan Doyle

”

3.1 Población de referencia

Una población está determinada por sus características definatorias. Por lo tanto, el conjunto de elementos que posea esta característica se denomina población o universo. Población es la totalidad del fenómeno a estudiar, donde las unidades de población poseen una característica común, la que se estudia y da origen a los datos de la investigación.

La población es un conjunto de individuos de la misma clase, limitada por el estudio. Según Tamayo [Tamayo04a], la población es la totalidad de un fenómeno de estudio, incluyendo la totalidad de unidades de análisis que integran dicho fenómeno y que debe cuantificarse para un determinado estudio integrando un conjunto N de entidades que participan de una determinada característica. Así se le denomina la población por constituir la totalidad del fenómeno adscrito a una investigación.

Cuando se seleccionan algunos elementos con la intención de averiguar algo sobre una población determinada, nos estamos refiriendo a este grupo de elementos como muestra. Por supuesto,

esperamos que lo que averiguamos en la muestra sea cierto para la población en su conjunto. La exactitud de la información recolectada depende en gran medida de la forma en que fue seleccionada la muestra. Cuando no es posible medir cada uno de los individuos de una población, se toma una muestra representativa de la misma.

La muestra descansa en el principio de que las partes representan al todo y, por tal, refleja las características que definen la población de la que fue extraída, lo cual nos indica que es representativa. Por lo tanto, la validez de la generalización depende de la validez y tamaño de la muestra.

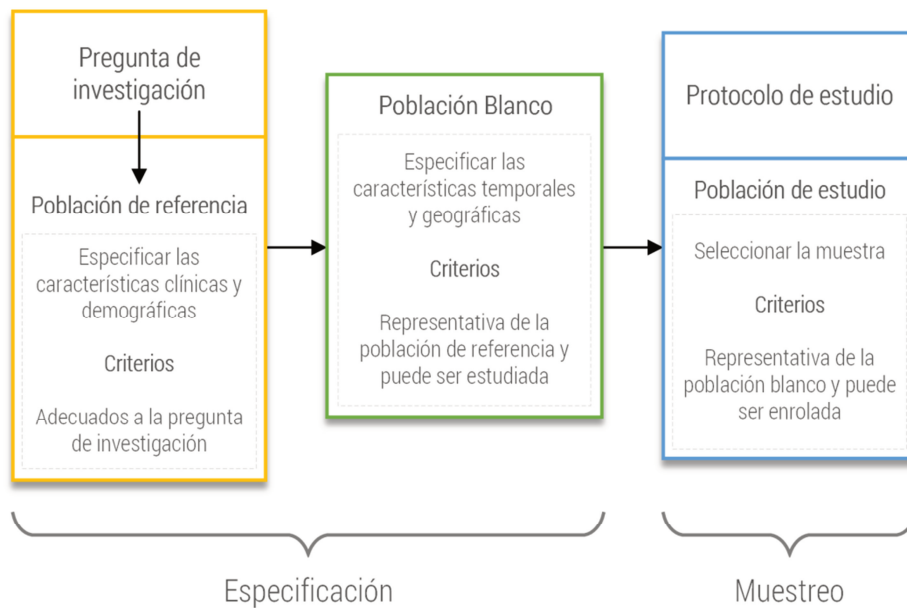


Ilustración 22: Diagrama de selección de la muestra.

A la población de estudio se le conoce como **población diana** o **población blanco** y viene delimitada por características demográficas, sociales, hábitos de vida, problemas de salud, etc. De esta manera nuestra población de estudio puede ser mujeres en edad fértil, cuidadores de ancianos, usuarios de drogas por vía parenteral, mujeres con cáncer de mama o institutos públicos de secundaria. En toda investigación la población diana es el universo al que queremos generalizar nuestros resultados.

Dentro de esta población diana se encuentra la población accesible que consta del conjunto de casos que satisfacen los criterios predeterminados y que al mismo tiempo, son accesibles para el investigador; por lo que la población accesible viene determinada por consideraciones prácticas en función de la accesibilidad que tengamos a los sujetos (existencia de registros, circunstancias que faciliten la colaboración, etc.). En una investigación en la que nuestra población diana sean mujeres embarazadas nuestra población accesible puede ser mujeres embarazadas que acudan a los controles prenatales en un área determinada.

Al identificar una población, se debe especificar los criterios que definen quienes deben incluirse. Estos criterios deben estar bien especificados ya que mediante ellos se decidirá si un individuo se incluirá o no en la población de interés. Estos criterios de selección delimitan a la población elegible. Los criterios que especifican las características que la población debe tener se denominan criterios de elegibilidad o criterios de inclusión.

3.2 Requisitos de elegibilidad

Cada estudio tiene reglas sobre quién puede, o no, participar en el estudio. Estas reglas, llamadas requisitos de elegibilidad, describen las características que todos los participantes deben compartir. Los requisitos de elegibilidad son distintos entre un estudio y otro. Pueden incluir la edad, el sexo, el historial médico y la condición de salud actual. Los requisitos de elegibilidad para los estudios de tratamiento, en ocasiones, tienen como regla que las personas tengan una edad similar, que las características de la enfermedad sean similares o que tengan cierto tipo de mutación genética.

Los requisitos de elegibilidad incluyen el criterio de inclusión y exclusión. La meta del criterio de inclusión y exclusión es inscribir al grupo de participantes que tenga las mayores probabilidades de ayudar a responder la pregunta de la investigación. Para las pruebas clínicas que están estudiando una nueva intervención, las pruebas están diseñadas para tratar de obtener una respuesta de la manera más rápida y eficiente posible.

- El **criterio de inclusión** comprende reglas sobre características específicas que una persona debe tener para poder estar incluida en el estudio. Estas pueden incluir características personales como la edad y el sexo, características de la enfermedad como una mutación específica o los síntomas que una persona exhibe, o características del tratamiento como tratamientos anteriores.

El criterio de inclusión ayuda a seleccionar participantes con características similares que probablemente afecten su reacción a un tratamiento específico de un modo que pueda medirse, o cuyo curso de la enfermedad es similar. Las personas que cumplen con el criterio de inclusión no serán las mismas en otras áreas de su vida personal o médica.

Las personas que no cumplan con todos los requisitos de inclusión no podrán inscribirse en el estudio. Los distintos estudios tienen criterios de inclusión diferentes, lo que significa, que no ser elegible para un estudio no quiere decir que no pueda participar en otro.

- El **criterio de exclusión** comprende reglas que impedirían que las personas participaran en un estudio, incluso si cumplen con todos los criterios de inclusión.

El criterio de exclusión identifica características específicas como otras condiciones médicas o características personales, que podrían afectar la condición de la persona de tal forma que podrían hacer su participación más peligrosa o que podrían hacer que la persona tenga menos posibilidades de completar la prueba con éxito.

3.3 Muestra

La muestra es un subconjunto de la Población Blanco de la Inferencia. Los objetivos de la extracción de una muestra de la población son dos:

- a. Restringir una cantidad de Unidades de Análisis plausibles de ser medidas con los recursos disponibles.
- b. Que dicho conjunto de Unidades de Análisis sea representativo de la población, según determinadas propiedades bajo la perspectiva del Objetivo. Esto significa que idealmente se espera que para toda propiedad de interés, la distribución de dicha propiedad en la muestra sea igual a la distribución de la misma en la población.

El primer objetivo se implementa mediante el Cálculo del Tamaño Muestral, el segundo, mediante la Estrategia de Selección de la Muestra.

3.3.1 Cálculo del tamaño muestral

El tamaño de la muestra, representado por n , un número natural, es el número de entidades individuales pertenecientes a una población cualquiera, que conforman la muestra de una investigación. El tamaño muestral n depende de los parámetros que rigen la distribución de probabilidad de la variable en estudio (ya sea esta una magnitud poblacional o una medida de efecto entre dos variables) y la confianza o precisión deseada en la estimación.

La información necesaria para el cálculo del tamaño muestral depende de la hipótesis del estudio. Para las investigaciones de una hipótesis atribucional, es decir que efectuarán inferencia respecto de un parámetro, se requerirá seleccionar una magnitud esperada para dicho parámetro, en tanto que para las investigaciones de una hipótesis causal, es decir que efectuarán inferencia respecto a una relación de causa-efecto, se requerirá formular una magnitud esperada para dicho efecto. Adicionalmente, en las investigaciones clínicas basadas en hipótesis causales pueden identificarse distintos alcances en el objetivo en base a la relación de las diferencias observadas entre los tratamientos en estudio con respecto a una diferencia determinada considerada de interés clínico.

Como se ha indicado, los mismos se diferencian respecto a la formulación en las hipótesis nula y alternativa de la relación entre la diferencia de resultado observado entre tratamiento experimental y el tratamiento control o habitual ($\mu_E - \mu_C$) con respecto a una diferencia determinada d considerada de interés clínico.

Superioridad	$H_0: \mu_E - \mu_C \leq d; H_1: \mu_E - \mu_C > d$
Equivalencia	$H_0: \mu_C - \mu_E \geq d; H_1: \mu_C - \mu_E < d$
No inferioridad	$H_0: \mu_C - \mu_E \geq d; H_1: \mu_C - \mu_E < d$

Existen diversas aproximaciones para el cálculo del tamaño de la muestra ya sea tanto para las hipótesis atribucionales así como para las causales, dos de ellas son el análisis de potencia y el análisis de precisión.

El cálculo del tamaño de la muestra a través del análisis de potencia requiere que se formulen: 1) alfa (α o tasa de error tipo I), 2) beta (β o tasa de error tipo II), 3) la magnitud esperada del parámetro o efecto a estimar y 4) la varianza del parámetro o efecto. El cálculo del tamaño de la muestra mediante la precisión de estimación requiere que se formulen 1) el nivel de confianza deseado, 2) la magnitud esperada del parámetro y 3) la amplitud del intervalo de confianza deseado.

3.3.2 Estrategia de selección de la muestra

El segundo objetivo se implementa mediante la estrategia de muestreo. La estrategia de muestreo es el plan para identificar y seleccionar a los componentes de la muestra. Como se ha indicado, el objetivo de la estrategia de muestreo es obtener un conjunto M (muestra) tal que sea representativo de U (universo o población blanco). Si bien algunos afirman que la noción de representatividad tiene

un alcance intuitivo, es decir que no puede ser formalizado, puede proponerse un modelo de representatividad expresándolo como:

$$M \text{ representa a } U \text{ si } \forall(P), \forall x \in M, \forall y \in U: f(P(x)) = f(P(y))$$

Expresado más intuitivamente, la representatividad de una muestra es la condición por la cual esta presenta la misma variabilidad que la población de la que procede. Obviamente este concepto de representatividad es un ideal para el cual no existe ningún procedimiento que garantice tanto su obtención como su verificación. Sin embargo existen tipos de procedimientos de extracción de la muestra que tienen mayor tendencia que otros a la obtención de la representatividad de la misma. La extracción de la muestra mediante procedimientos aleatorios es uno de los principales métodos para enfrentar el problema de la representatividad muestral. El muestreo aleatorio asegura estimaciones insesgadas de los parámetros poblacionales. Insesgado significa que el promedio de las estimaciones muestrales a través de todas las muestras posibles es igual al parámetro poblacional. Dicho de otra forma, si se pudieran extraer reiteradamente y en forma indefinida sucesivas muestras en forma aleatoria, el promedio de los estimadores muestrales de las sucesivas muestras, tenderá a largo plazo, a ser igual al parámetro poblacional. Se comprenderá que el “no sesgo” no garantiza que una muestra definida sea representativa, sino que es una propiedad de las sucesivas extracciones a largo plazo.

El método de muestreo se basa en ciertas leyes que le otorgan su fundamento científico: la **ley de los grandes números**. Esta dice que si en una prueba, la probabilidad de un acontecimiento o suceso es P , y si éste se repite una gran cantidad de veces, la relación entre las veces que se produce el suceso y la cantidad total de pruebas (es decir, la frecuencia F del suceso) tiende a acercarse cada vez más a la probabilidad P .

3.3.3 Procedimientos de extracción muestral

La probabilidad de un hecho o suceso es la relación entre el número de casos favorables (p) a este hecho con la cantidad de casos posibles, suponiendo que todos los casos son igualmente posibles. El método de establecer la probabilidad es lo que se denomina cálculo de probabilidad. De estas dos leyes fundamentales de la estadística, se infieren aquellas que sirven de base más directamente al método de muestreo:

- Ley de la regularidad estadística: un conjunto de n unidades tomadas al azar de un conjunto N , es casi seguro que tenga las características del grupo más grande.
- Ley de la inercia de los grandes números: esta ley es contraria a la anterior. Se refiere al hecho de que en la mayoría de los fenómenos, cuando una parte varía en una dirección, es probable que una parte igual del mismo grupo, varíe en dirección opuesta.
- Ley de la permanencia de los números pequeños: si una muestra suficientemente grande es representativa de la población, una segunda muestra de igual magnitud deberá ser semejante a la primera; y, si en la primera muestra se encuentran pocos individuos con características raras, es de esperar encontrar igual proporción en la segunda muestra.

La muestra es la que puede determinar la problemática ya que es capaz de generar los datos con los cuales se identifican las fallas dentro del proceso. A continuación se muestran diversos tipos de muestreo:

- **Muestreo aleatorio simple.** El muestreo aleatorio simple es un método de selección de una muestra de tamaño n de un conjunto de N unidades, donde $n \leq N$ de forma tal que cada una de las M muestras distintas posibles tiene la misma probabilidad de selección. Su implementación consiste en la numeración de las unidades de 1 a N . Posteriormente se extrae en forma aleatoria una serie de n números entre 1 y N . Por lo tanto esta estrategia requiere la identificación de todos los elementos pertenecientes a la Población en estudio. Una forma de implementarlo es, por ejemplo, mediante el ordenamiento en una lista de las unidades poblacionales mediante algún identificador, seguidamente se generará una serie aleatoria de números, en relación de uno a uno con la serie previa. A continuación se ordenará a las unidades por esta última en forma creciente, luego de lo cual se seleccionaran a las primeras n unidades en el orden de la lista. Esta última selección corresponde a una muestra aleatoria simple.
- **Muestreo aleatorio estratificado.** Cuando la población en estudio está compuesta por distintos grupos de elementos y se desea que cada uno de los grupos esté proporcionalmente representado dentro de la muestra, puede efectuarse un muestreo aleatorio estratificado. En el muestreo estratificado, la población de N unidades se divide primero en subpoblaciones de N_1, N_2, \dots, N_L unidades, respectivamente. Estas subpoblaciones, son excluyentes entre si y en su conjunto comprenden a toda la población, de tal forma que:

$$N_1 + N_2 + \dots + N_L = N \quad (55)$$

Las subpoblaciones se denominan estratos, a los que se identificará con el subíndice h . De igual manera, si n es el número de entidades en la muestra se cumple que:

$$n_1 + n_2 + \dots + n_L = n \quad (56)$$

Si se toma una muestra aleatoria simple en cada estrato, el procedimiento se denomina "muestreo aleatorio estratificado", el cual para que sea equiprobabilístico debe además satisfacer:

$$\frac{n}{N} = \frac{n_h}{N_h} \quad (57)$$

- **Muestreo por conglomerado.** Las estrategias de muestreo probabilístico anteriormente mencionadas pueden implementarse solamente cuando todas las entidades que forman parte de la población pueden ser identificadas y enumeradas. Si en cambio dicho requerimiento no está presente, es decir que no se dispone de una lista de todos los individuos de la población, puede implementarse otra estrategia probabilística si se dan las siguientes condiciones:
 - a. Se pueden identificar subconjuntos de individuos de la Población Blanco agrupados en diferentes clases por algún criterio. A cada una de dichas clases las llamaremos Unidad de primera Etapa (UPE)
 - b. Todos los individuos de la Población Blanco pertenecen a alguna UPE.

- c. No hay ningún individuo que pertenezca a dos o más UPE simultáneamente.

Entonces, dada una población finita de N elementos (unidades de análisis) dividida en M conglomerados (UPE) cada uno de tamaño N_1, N_2, \dots, N_M , de forma tal que. Si ahora se extrae una muestra aleatoria simple de m UPE de tal forma que la muestra final esté compuesta por todas las unidades de análisis contenidas en ellas, dicha muestra se denomina muestra por conglomerados monoetápicas. Dos propiedades de este método son 1) que el mismo es equiprobabilístico, dado que cada conglomerado tiene la misma probabilidad de ser seleccionado y con él, todas las unidades que contiene y 2) si $N_1 \neq N_2 \neq \dots \neq N_M$, el tamaño muestral es aleatorio

- **Muestreo no probabilístico.** Este tipo de muestreo se efectúa seleccionando los elementos de la muestra en forma tal que no interviene el azar, sino algún criterio determinado que permite realizar el muestreo, el cual generalmente es informal. Los individuos pertenecientes a la población tienen diferente probabilidad de ser seleccionados y la misma es desconocida, por lo cual no pueden incluirse modelos de probabilidad. Por esta misma razón tienden a producir estimadores sesgados y propenden a la no representatividad de la población. Uno de los métodos más difundidos es el muestreo de conveniencia o incidental. El criterio para la selección de los individuos es la accesibilidad a los mismos o la comodidad.

3.4 Determinación del tamaño y composición de la muestra

La población de la investigación está constituida por el número total de personas que padecen Esclerosis Múltiple y el total de profesionales relacionados con la Esclerosis Múltiple (Logopedas, Terapeutas Ocupacionales, Fisioterapeutas, Psicólogos, Trabajadores sociales, Neuropsicólogos, Animadores socio-culturales, Yoga, Auxiliares y Enfermeras). Por consiguiente, la población es heterogénea, estando constituida por los siguientes estratos:

- **Profesionales de EM.** Los estratos de la población que corresponden a los profesionales de EM son 34, divididos en dos centros: centro de rehabilitación Eugenia Epalza con 16 profesionales y Residencia Urizar Torre, con 18 profesionales. La siguiente tabla detalla cada profesional por sexo y especialidad.

Tabla 13: Población de profesionales relacionados con la Esclerosis Múltiple.

Profesionales de Esclerosis Múltiple		
	Hombre	Mujer
Logopedas		1
Terapeutas Ocupacionales		2
Fisioterapeutas	1	4
Psicólogos		1
Trabajadores sociales		2
Neuropsicólogos		1

Animadores socio-culturales		1
Yoga	1	
Auxiliares	4	15
Enfermeras		1
Total	6	28
	34	

- **Personas con Esclerosis Múltiple.** Los estratos de la población que corresponden a las personas que padecen Esclerosis Múltiple son 164, los cuales están divididos en los dos centros mencionados anteriormente, centro de rehabilitación Eugenia Epalza, al que asisten semanalmente 148 pacientes y Residencia Urizar Torre, con 16 residentes. La siguiente tabla muestra la proporción de hombres y mujeres en ambos casos.

Tabla 14: Población que padece Esclerosis Múltiple.

Personas con Esclerosis Múltiple		
	Centro Eugenia Epalza	Residencia Urizar Torre
Hombres	49	0
Mujeres	99	16
Total	148	16
	164	

Por lo expuesto anteriormente, la población comprende **198** unidades de observación; 164 unidades son las relativas a los pacientes que padecen Esclerosis Múltiple y 34 unidades son las relativas a los profesionales que trabajan a diario con la Esclerosis Múltiple.

La siguiente tabla muestra los criterios de inclusión y exclusión definidos para llevar a cabo el estudio, tanto para las personas con Esclerosis Múltiple como para los profesionales relacionados directamente con el tratamiento de la enfermedad.

Tabla 15: Criterios de inclusión y exclusión.

Colectivo	Criterios de inclusión	Criterios de exclusión
Profesionales	<ul style="list-style-type: none"> - Ser Fisioterapeuta, Logopeda, Terapeuta ocupacional o Animadores socio-culturales - Tener conocimientos de informática a nivel de usuario 	---
Personas con EM	<ul style="list-style-type: none"> - Edad comprendida entre 18 y 56 años - Tener diagnosticado Esclerosis Múltiple y del tipo Benigno o Recaídas-Remisiones - Tener un valor de EDSS entre 0.0 y 5.5 Ser capaz de usar un ordenador personal, un navegador web y una aplicación	<ul style="list-style-type: none"> - Edad menor de 18 o mayor de 56 años - Tener un valor de EDSS mayor de 5.5 - Tener una discapacidad cognitiva severa (MMSE < 28)

La escala EDSS (Expanded Disability Status Scale) diseñada por John Kurtzke en 1955 y revisada y ampliada en 1983 [Kurtzke83] es la más utilizada y el patrón de referencia para medir el nivel de deterioro de la EM, evaluando su situación funcional. La EDSS cuantifica la discapacidad de acuerdo a ocho sistemas funcionales (Funtional System, FS): piramidal, cerebelo, tronco del encéfalo, sensibilidad, vejiga e intestino, visión, funciones mentales; los cuales a su vez se dividen en 20 cuestiones. Las cuestiones iniciales de la escala permiten medir el grado de deficiencia en estos FS, como son el entumecimiento transitorio de la cara, los dedos o los trastornos visuales. Las cuestiones posteriores permiten medir la discapacidad en relación a la movilidad mediante la distancia que se puede recorrer a pie.

Los posibles valores que se pueden obtener se encuentran comprendidos entre 0.0 y 10.0, siendo 0.0, sin discapacidad alguna, y 10.0, muerte por EM. La siguiente ilustración muestra la relación entre los valores y el estado físico del paciente:

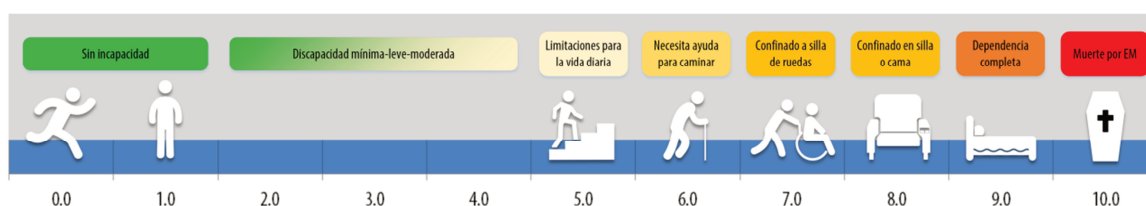


Ilustración 23: Escala visual de la EDSS.

El examen MMSE (Mini-Mental State Examination) [Folstein+75] es una herramienta que puede ser utilizada para evaluar el estado cognitivo en forma sistemática y exhaustiva. Consta de 11 preguntas que analizan algunas áreas de funcionamiento cognitivo, a saber: orientación, registro, atención, cálculo, memoria y lenguaje. El MMSE no es un instrumento para obtener diagnósticos específicos, sino una herramienta para poder discriminar entre los que tienen deterioro cognitivo y los que no lo tienen. También es útil como seguimiento a la hora de valorar cambios.

Como pauta general, los resultados por encima de 26 puntos, son normales, de 24 a 26 pueden indicar DCL y un resultado <24 es compatible con demencia. La siguiente tabla proporciona datos de referencia en función de la edad y del nivel educativo, y puede servir para comparar con los resultados de un paciente.

Tabla 16: Tabla de referencia en función de edad y nivel educativo del sujeto.

Edad	18-24	25-29	30-34	35-39	40-44	45-49	50-54	55-59	60-64	65-69	70-74	75-79	80-84	>84
Estudios elementales	22	25	25	23	23	23	23	22	23	22	22	21	20	19
Estudios primarios	27	27	26	26	27	26	27	26	26	26	25	25	25	23
Estudios medios	29	29	29	28	28	28	28	28	28	28	27	27	25	26
Estudios superiores	29	29	29	29	29	29	29	29	29	29	28	28	27	27

Debido a que la población es finita en ambos casos, pacientes con Esclerosis Múltiple y profesionales dedicados a la Esclerosis Múltiple, se va aplicar la fórmula para el muestreo aleatorio simple, ya que cada elemento tiene una probabilidad de inclusión igual y conocida de n/N . A continuación se detalla la fórmula:

$$n = \frac{N \cdot z_{1-\alpha/2}^2 \cdot pq}{(N - 1) \cdot \varepsilon^2 + z_{1-\alpha/2}^2 \cdot pq} \quad (58)$$

donde:

- n es el tamaño de la muestra
- z es el nivel de confianza
- q es la variabilidad positiva
- p es la variabilidad negativa
- N es el tamaño de la población
- ε es el error

Aplicando la fórmula para ambas poblaciones, pacientes que padecen Esclerosis Múltiple y profesionales relacionados con Esclerosis Múltiple, los datos obtenidos fueron los siguientes: **50** para el ámbito de los pacientes con Esclerosis Múltiple y **15** en el caso de los profesionales relacionados con la Esclerosis Múltiple. Debido a los criterios de inclusión definidos para los profesionales sanitarios, el total que cumplen con los criterios definidos son 10 en lugar de los 15 obtenidos mediante la fórmula anterior.

Como la población del estudio es heterogénea, considerando que en ella participan profesionales relacionados con la Esclerosis Múltiple y personas que padecen la enfermedad, por consiguiente, la muestra presenta dos estratos proporcionales a su participación en el tamaño de la población:

Tabla 17: Estratos de la muestra.

Estratos de la muestra		
Tipo	Estratos de población	Muestra
Pacientes con EM	164	50
Profesionales de EM	34	10
Total	198	60

3.5 Sumario

En este capítulo se ha procedido a la elección de la muestra del total de la población disponible para realizar el estudio. Por una parte, se ha definido el criterio de elección de la muestra y por otro se han definido los criterios de inclusión y exclusión para ambos colectivos, profesionales relacionados con la Esclerosis Múltiple y pacientes que sufren la Esclerosis Múltiple.

Los criterios de inclusión y exclusión definidos han sido utilizados para acotar la muestra a utilizar en el estudio: de 164 a 50 pacientes de EM y de 34 a 10 profesionales, a pesar de que el dato óptimo hubiera sido 15. A pesar de esto, en la parte de resultados, se verá como hay autores, en la literatura, que indican que un tamaño de 10 ± 2 sujetos es condición suficiente para llevar a cabo la prueba de manera satisfactoria.

Este es el capítulo central y más importante de este trabajo, ya que presenta al lector todo lo relacionado con el sistema diseñado y desarrollado con el que se ha llevado a cabo el experimento. Así, se explicarán en detalle las dos partes de las que consta el sistema: por una parte, el sistema web de tele-rehabilitación y, por otra parte, el sistema de escritorio de control postural, siempre buscando la simbiosis de ambos. El texto está,

a su vez, dividido en diseño de alto nivel y diseño de bajo nivel para cada una de las dos partes de las que consta el sistema integral de tele-rehabilitación. De esta forma, el lector se hace una idea aproximada del sistema en su totalidad para posteriormente, poder profundizar en el mismo de la mejor manera posible para una correcta comprensión del mismo. Finalmente, esto permite al lector afrontar los sucesivos capítulos de esta tesis con una perspectiva más adecuada.

“

Ten muy presente que tu enfoque determina tu realidad

Stuart Freeborn

”

El sistema de control postural de pacientes con Esclerosis Múltiple mediante una cámara con tecnología tiempo de vuelo, está directamente relacionado con un sistema web de tele-rehabilitación creado específicamente para realizar una monitorización y seguimiento de pacientes con Esclerosis Múltiple. De esta forma, creo importante hablar acerca del sistema de tele-rehabilitación en su totalidad, lo que aportará al lector una visión general del sistema creado, preparándolo para entender y situar, correctamente, el sistema de control postural cuando hable de ello en detalle más adelante.

El sistema de tele-rehabilitación, denominado emHEALTH: Hábitos saludables en Esclerosis Múltiple, se basa en una plataforma web para fomentar hábitos de vida saludable en pacientes con Esclerosis Múltiple.

El proyecto consiste en una herramienta web para el seguimiento de la evolución psicomotriz de personas con Esclerosis Múltiple, ofreciendo también información a los cuidadores/familiares y aportando a los profesionales un registro personalizado de cada paciente.

Al ser un sistema web, sólo es necesario un ordenador con conexión a Internet, un navegador web y una webcam para poder realizar las grabaciones por parte de los pacientes. Las grabaciones realizadas por los pacientes, permiten a los profesionales analizar la ejecución de los ejercicios para así poder actuar en caso de que no se realicen correctamente.

Estos ejercicios son asignados por los profesionales en base a la evolución que presentan los pacientes y son los pacientes quienes eligen cuándo realizarlos; si bien el sistema avisa a los profesionales de la no realización de los ejercicios pasado un tiempo prudencial, establecido en dos semanas.

La siguiente ilustración muestra el diagrama general del sistema integral.

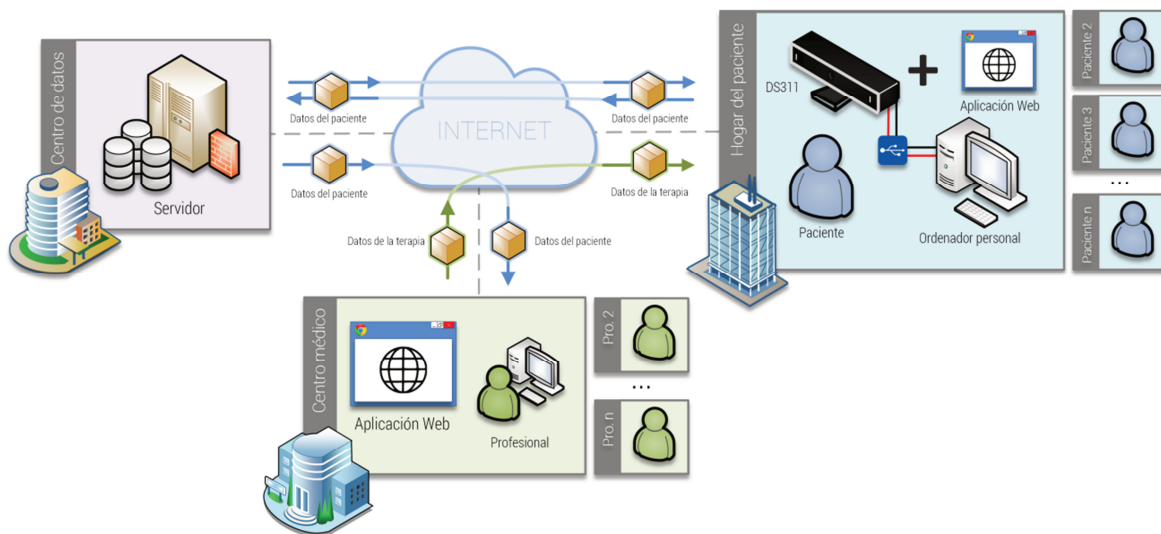


Ilustración 24: Arquitectura general del sistema de tele-rehabilitación integral.

Cada ejercicio disponible en la herramienta está catalogado dentro de varias áreas temáticas definidas en el proyecto: Logopedia, Neuropsicología, Terapia Ocupacional, Yoga... Todos estos ejercicios, junto con los recursos multimedia incluidos en los mismos, han sido diseñados por ADEMBI (Asociación de Esclerosis Múltiple de Bizkaia) y EM (Fundación Vasca Esclerosis Múltiple Eugenia Epalza). A diferencia de otros sistemas, emHEALTH presenta un enfoque multidisciplinar, no centrándose sólo en un área específica, lo que convierte a la herramienta en un sistema completo que puede ser aplicado en los diferentes estados o fases de la Esclerosis Múltiple. Mediante este sistema, se facilita el acceso de las personas con Esclerosis Múltiple a materiales, metodologías, explicaciones, etc., que promuevan hábitos saludables en el manejo de su enfermedad y se ofrece una mejora en la coordinación con los servicios de rehabilitación.

Los objetivos principales que sirvieron de guía durante la creación del sistema de tele-rehabilitación integral, fueron los siguientes:

- Reeducar y mantener todo el control voluntario disponible.
- Reeducar y mantener los mecanismos posturales normales.

- Mantener la amplitud completa del movimiento de todas las articulaciones y tejidos blandos, y enseñar al paciente y/o a sus familiares, procedimientos de estiramiento adecuados para prevenir contracturas.
- Incorporar técnicas de tratamiento en la forma de vida relacionándolas con actividades diarias adecuadas, suministrando de este modo una forma para mantener toda mejoría que se obtenga.
- Ofrecer consejo acerca de la utilización sensata de la energía.
- Evitar el uso de movimientos anormales, que es en sí mismo ineficiente y cansador y que puede inhibir la función.
- Inhibir cualquier tono anormal.
- Estimular toda experiencia sensitiva y perceptual y mantener la experiencia del movimiento normal a lo largo del curso de la enfermedad, no solamente para explotar el potencial sino para capacitar al paciente para que se sienta más seguro y se mueva más libremente al ser requerida la asistencia de familiares o ayudantes en los estadios posteriores de la enfermedad.

El sistema integral emHEALTH cubre las necesidades de los siguientes colectivos:

- **Pacientes.** Debido a que el sistema es web, esto permite que los pacientes no tengan la necesidad de desplazarse constantemente al centro de salud; de esta forma, solo es necesario acudir al centro de salud un día a la semana o cada 10 días y el resto de los días, realizar sus ejercicios desde la comodidad de su casa. Esto tiene un trabajo previo por parte de los profesionales, dado que son ellos los que les deben enseñar de una manera correcta las técnicas a realizar en sus casas, para que el tratamiento sea eficaz.
- **Cuidadores.** Los cuidadores, tanto formales como informales, tienen a su disposición una herramienta que, por una parte ayuda a los pacientes, y por otra parte sirve como herramienta informativa de las mejores técnicas a aplicar a la hora de tratar con los pacientes, ya sea en las movilizaciones y transferencias, como en la ayuda en la ejecución de los ejercicios por parte de los pacientes.
- **Profesionales.** Esta herramienta permite tener un repositorio multimedia completo de ejercicios con una disponibilidad 24/7². Además, ofrece un seguimiento informatizado de los pacientes, lo que facilita enormemente los seguimientos y las consultas de historiales. Esta herramienta permite un trato más eficiente de los pacientes ya que el tiempo se gestiona más inteligentemente.

La ilustración 25 muestra los diferentes módulos que componen el sistema de tele-rehabilitación integral. Este está desarrollado bajo la premisa de la modularidad, haciendo que cada funcionalidad importante sea un módulo que se interrelaciona con otros módulos. Así, no hay una única configuración de sistema válida, pudiéndolo adecuar a las necesidades del momento. Cada módulo se explica, someramente, en las siguientes líneas.

² 24/7 hace referencia a la disponibilidad sin interrupción del servicio. Esto puede verse afectado por la disponibilidad de la red o del sistema hardware.

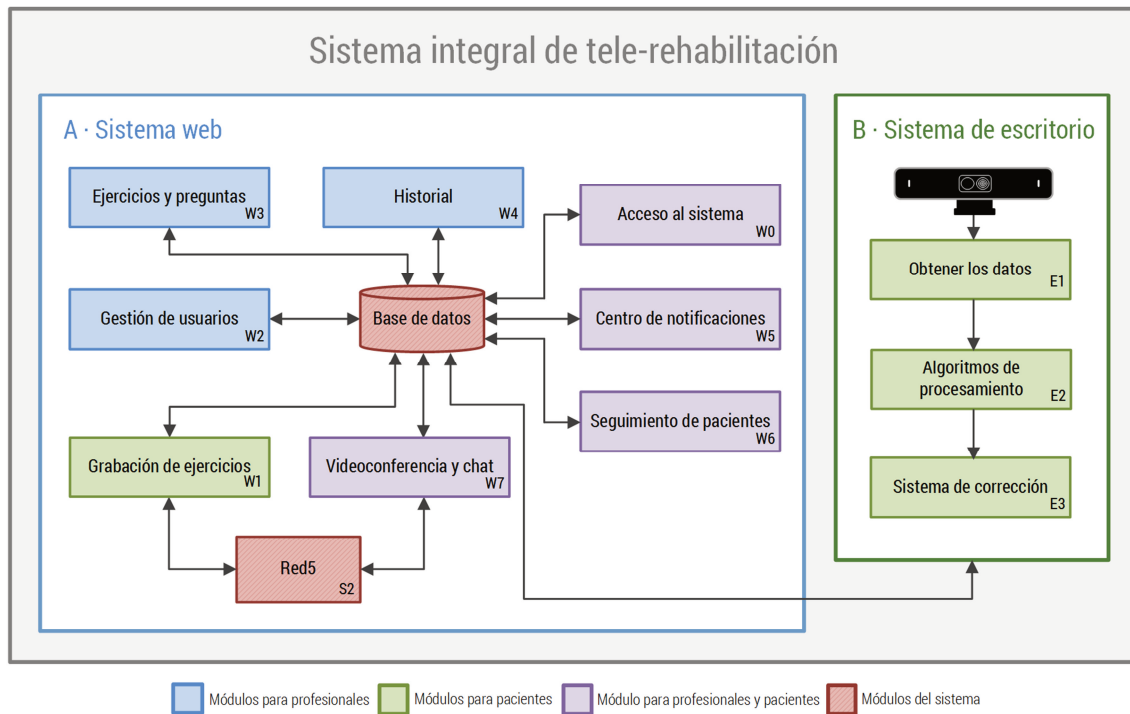


Ilustración 25: Diagrama de bloques general del sistema de tele-rehabilitación.

4.1 Diseño del sistema web (A)

En las siguientes páginas se detalla tanto el diseño de alto nivel como el diseño de bajo nivel de la plataforma web, detallando los módulos descritos en la Ilustración 13. Como se ha visto en la ilustración 13, el sistema web es un diseño modular, lo que hace que sea un sistema flexible y adaptable a diferentes usos y patologías.

4.1.1 Diseño de alto nivel del sistema web

En este apartado se van a comentar someramente los diferentes módulos que componen el sistema web, como se puede ver en la Ilustración 25: Diagrama de bloques general del sistema de **tele-rehabilitación**, bloque A.

Estos bloques se dividen en bloques **W** y bloques **S**. Los bloques **W** hacen referencia a aquellos que tienen una interacción directa con el usuario (profesional y/o paciente), mientras que los bloques **S** hacen referencia a bloques del sistema, los cuales el usuario no interactúa directamente con ellos, si bien son utilizados de forma directa en relación con las acciones realizadas por el usuario. Este bloque se compone de los siguientes módulos:

- **W0 · Acceso al sistema.** Módulo que autentica a los usuarios del sistema
- **W1 · Grabación de ejercicios.** Módulo que permite realizar grabaciones durante la sesión física en el hogar/centro de salud.
- **W2 · Gestión de usuarios.** Módulo que permite crear/modificar/dar de baja usuarios en el sistema.
- **W3 · Ejercicios y preguntas.** Módulo que permite dotar de contenido al sistema, mediante la creación de ejercicios multimedia.

- **W4 · Historial.** Módulo que permite obtener un historial de la evolución del paciente. Además permite generar informes para un posterior análisis basado en el tiempo.
- **W5 · Centro de notificaciones.** Módulo que ofrece las últimas modificaciones realizadas en el sistema.
- **W6 · Seguimiento de pacientes.** Módulo que permite realizar seguimientos personalizados de pacientes.
- **W7 · Videoconferencia y chat.** Módulo que permite realizar terapias online no presenciales mediante vídeo/audio y texto.
- **S1 · Base de datos.** Módulo que se encarga de almacenar toda la información generada en el sistema por parte de los usuarios
- **S2 · Red5.** Módulo que ofrece la funcionalidad de servidor multimedia para la transmisión de vídeo/audio y texto.

4.1.1.1 Módulo de acceso al sistema (W0)

Todos los módulos tienen en común el mismo punto de entrada, que es el *login* de usuario o acceso mediante usuario y contraseña en el sistema. El sistema web no permite su uso sin antes haber accedido al sistema, debido a que la información contenida en el mismo es sensible y necesita de mecanismos de seguridad para prevenir el acceso por terceras personas. La ilustración 14 muestra el sistema de *logueo* en el sistema web

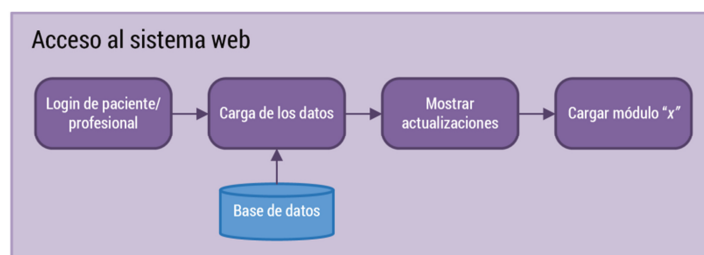


Ilustración 26: Módulo genérico de acceso al sistema web.

4.1.1.2 Módulo de grabación de ejercicios (W1)

Este módulo es exclusivo de los pacientes que hacen uso del sistema. Los pacientes acceden al sistema y eligen de entre los ejercicios prescritos aquellos que consideren oportunos o les apetezca hacer. Una vez acceden al ejercicio, el sistema les permite realizar una grabación de ellos mismos realizando el ejercicio. La grabación no es obligatoria y depende exclusivamente del paciente, ya que en ningún momento se le graba sin su consentimiento. El hecho de que el paciente se grabe durante la realización del ejercicio tiene una serie de ventajas, ya que esta grabación:

- a. Demostrará al profesional que hace los ejercicios (siempre cuesta hacer las cosas cuando a uno no le vigilan directamente). El hecho de saber que el profesional puede ver si se hacen o no los ejercicios puede ser un aliciente para darle una oportunidad al sistema y usarlo. Mucha gente es reacia al uso de tecnología, por la novedad que conllevan. Por esto, este sistema puede ser un buen punto de partida para ellos.
- b. Permitirá al profesional visualizar la realización del ejercicio y de esta forma ver la forma en la que el paciente realiza el ejercicio, los problemas que se le presentan, si sigue las pautas

tanto descritas en el ejercicio como las dadas en el centro médico; en definitiva, si realiza el ejercicio correctamente o tiene dificultades.

La ilustración 27 muestra el proceso que siguen los pacientes a la hora de abordar los ejercicios prescritos por el profesional.

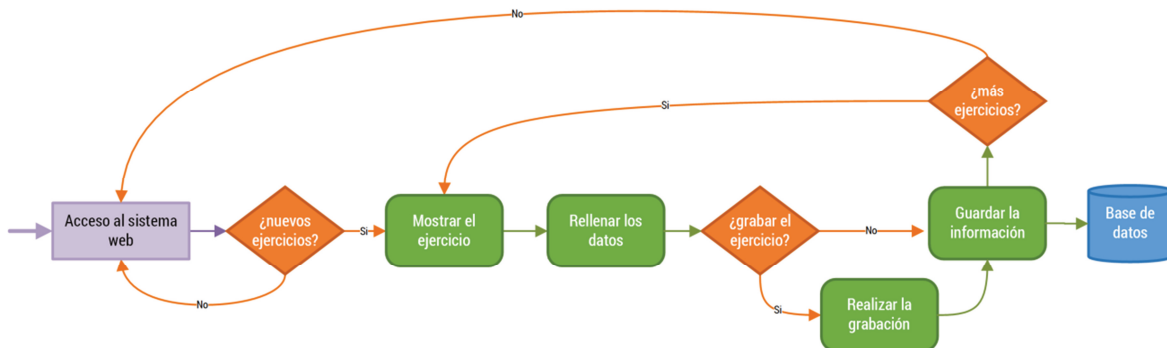


Ilustración 27: Módulo de grabación de ejercicios.

4.1.1.3 Módulo de gestión de usuarios (W2)

Este módulo permite realizar las operaciones estándar sobre los usuarios: darles de alta, modificar sus datos, darles de baja o desactivarlos. La opción desactivar permite guardar la información generada por el paciente durante su tratamiento. Aunque el paciente ya no pueda acceder al sistema, su información se mantiene para posteriores análisis, y para nuevos tratamientos futuros en caso de que el paciente vuelva a necesitar hacer uso del sistema.

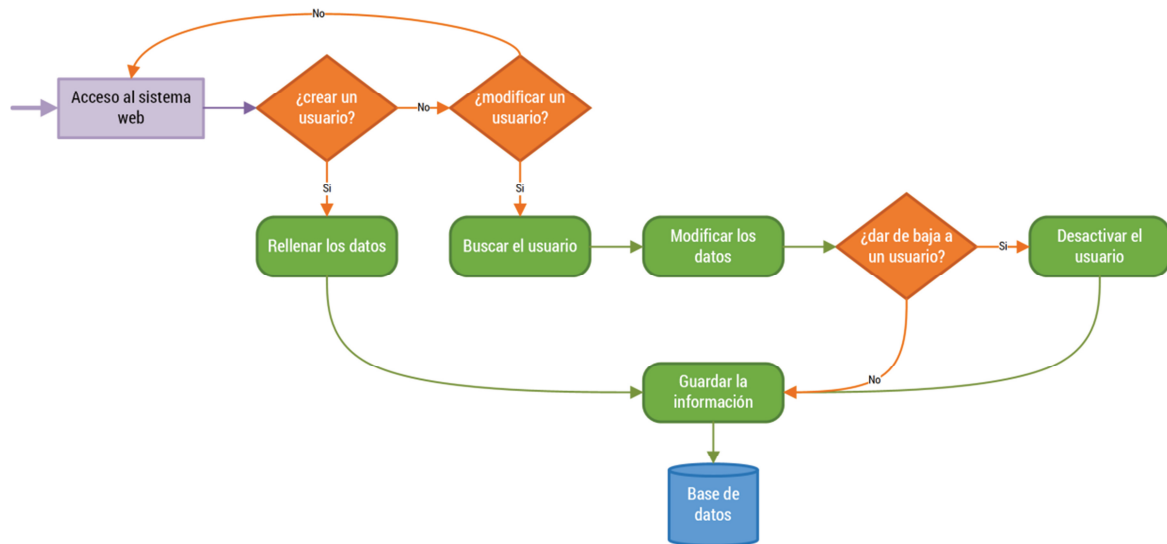


Ilustración 28: Módulo de gestión de usuarios.

4.1.1.4 Módulos de ejercicios y preguntas (W3)

Como en el caso de la grabación de ejercicios, este módulo está disponible únicamente para los profesionales y mediante el cual pueden crear contenido en el sistema a modo de repositorio informatizado. Por una parte, los ejercicios son el apoyo visual que tiene el paciente en su hogar a la hora de realizar los ejercicios sin la supervisión médica. Además, también sirven a los profesionales como apoyo visual en las consultas presenciales.

Cada ejercicio se compone de una descripción, la finalidad del mismo y el número de repeticiones recomendadas, en caso de ser un ejercicio basado en repeticiones. Además de esta información, el profesional puede acompañar el ejercicio de material multimedia, como imágenes estáticas o animadas, vídeos hechos expresamente para el ejercicio o incluso vídeos disponibles en la red, como vídeos en YouTube™ ; así como documentación adicional con actividades, para aquellos ejercicios que precisen el rellenar información.

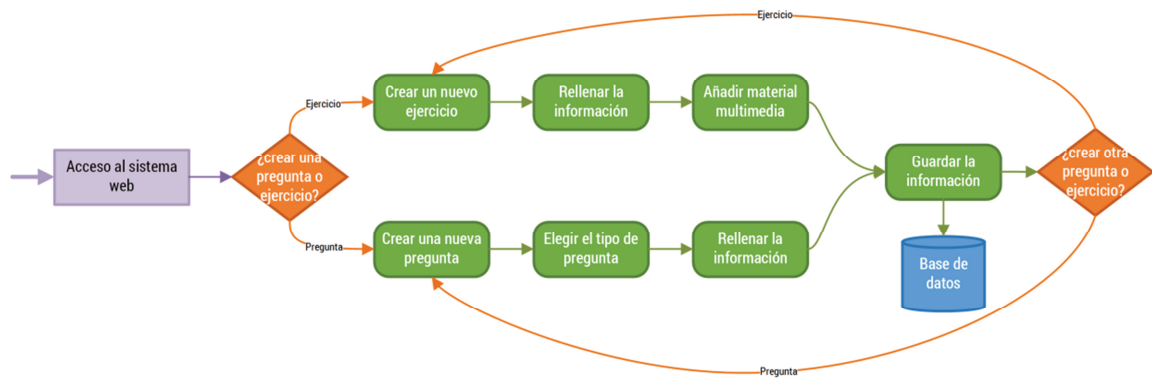


Ilustración 29: Módulo de ejercicios y preguntas.

Las preguntas, por su parte, pueden ser de dos tipos: preguntas con una sola respuesta o preguntas multi-respuesta. Las preguntas del tipo una sola respuesta permiten únicamente elegir una respuesta de entre las disponibles (hasta seis en este caso). Las preguntas del tipo múltiples respuestas permiten elegir más de una respuesta de entre las disponibles. La finalidad principal de las preguntas es la de servir como test objetivo al profesional respecto al tratamiento y evolución del paciente hasta ese momento. De acuerdo a las respuestas de las preguntas y a la ejecución de los ejercicios, el profesional puede adaptar la terapia o seguir con la misma si ve una evolución positiva de la misma.

4.1.1.5 Módulo historial (W4)

Este módulo permite al profesional acceder al seguimiento del paciente a modo de historial pudiendo elegir las fechas de inicio y fin. Al profesional se le muestra, junto con toda la información generada por el paciente de igual forma que en el seguimiento, un resumen con la información más importante (ejercicios realizados o no, ejercicio grabado o no, pregunta respondida o no, puntuación de las preguntas, etc.). Además, el sistema permite generar un resumen en formato descargable, para que el profesional pueda imprimirlo y analizar la información más cómodamente.

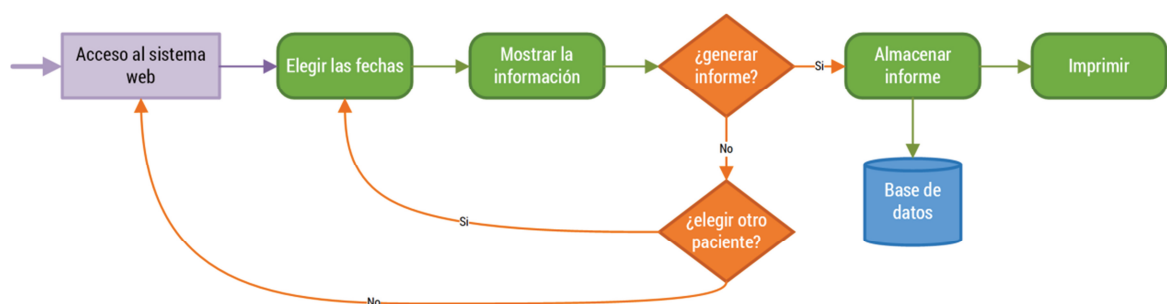


Ilustración 30: Módulo historial.

4.1.1.6 Centro de notificaciones (W5)

El centro de notificaciones es el primer módulo que se carga en el sistema, tras el logueo, tanto para los profesionales como para los pacientes. De esta forma, tanto los profesionales como los pacientes saben en qué punto se encuentran y pueden ver, de un solo vistazo, lo acontecido en el sistema en su ausencia. En lo relativo a los profesionales, el sistema les muestra primeramente las comunicaciones pendientes de aceptar generadas por los pacientes. El profesional puede directamente aceptarlas o no desde el centro de notificaciones, sin tener que entrar en el seguimiento del paciente. Tras las comunicaciones aparecen los ejercicios / preguntas realizadas / respondidas por los pacientes en un rango de dos semanas. A continuación, aparecen aquellos ejercicios / preguntas sin realizar/responder pasados dos semanas desde la asignación. De esta forma los profesionales tienen un seguimiento de lo que se ha hecho y no se ha hecho, pudiéndolo administrar más fácilmente. Por último se muestran las últimas entradas en el blog y temas / respuestas del foro. Además, el profesional tiene una opción de auto actualizar el centro de notificaciones mediante un selector (15 segundos a 15 minutos en incrementos progresivos), con lo que puede saber en *cuasi* tiempo real lo que acontece en el sistema, pudiendo actuar más eficazmente.

Hablando de los pacientes, a estos se les muestran los ejercicios y preguntas que el profesional le haya prescrito. De esta manera, directamente desde el centro de notificaciones, el paciente puede acceder a los ejercicios sin pasar primero por su seguimiento. Así, se facilita y agiliza la tarea asignada por el profesional. Además de los ejercicios/preguntas asignados, a semejanza del profesional, se muestran las últimas entradas en el blog y temas/respuestas del foro. Y también puede directamente aceptar o denegar comunicaciones sin tener que acceder al seguimiento, desde el centro de notificaciones.

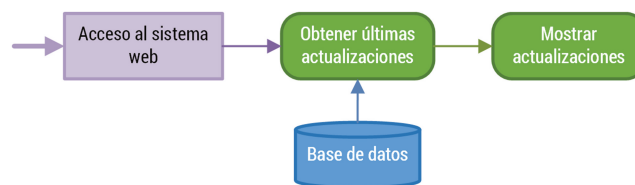


Ilustración 31: Diagrama de bloques del centro de notificaciones.

4.1.1.7 Módulo de seguimiento de pacientes (W6)

El módulo de seguimiento de pacientes es el eje principal del sistema de tele-rehabilitación integral, ya que mediante este, el profesional planifica el programa que debe seguir cada paciente de manera personalizada; y el paciente realiza el programa planificado. En el lado del profesional, este módulo presenta diferentes funcionalidades.

- a. Por una parte, muestra los dos últimos meses de actividad del paciente, mostrando los ejercicios asignados/realizados y las preguntas asignadas/respondidas junto con la información generada por el paciente: grabaciones de vídeos, comentarios, respuestas a las preguntas, etc.
- b. Por otra parte, permite al profesional asignar nuevos ejercicios, o bloques de ejercicios, y preguntas, o bloques de preguntas, en cualquier momento. Para facilitar las cosas, el profesional dispone de un calendario en el que puede planificar el programa físico del paciente

en el mes en curso, con lo que no tiene que asignar cada ciertos días los ejercicios que debe hacer el paciente.

- c. Finalmente, tiene la opción de escribir comentarios acerca del estado del paciente relativos a una actividad, unas preguntas o a nivel general a modo de motivación o reprimenda. Estos comentarios tienen una parte privada y otra pública, la cual será la que vea el paciente en su parte de seguimiento.

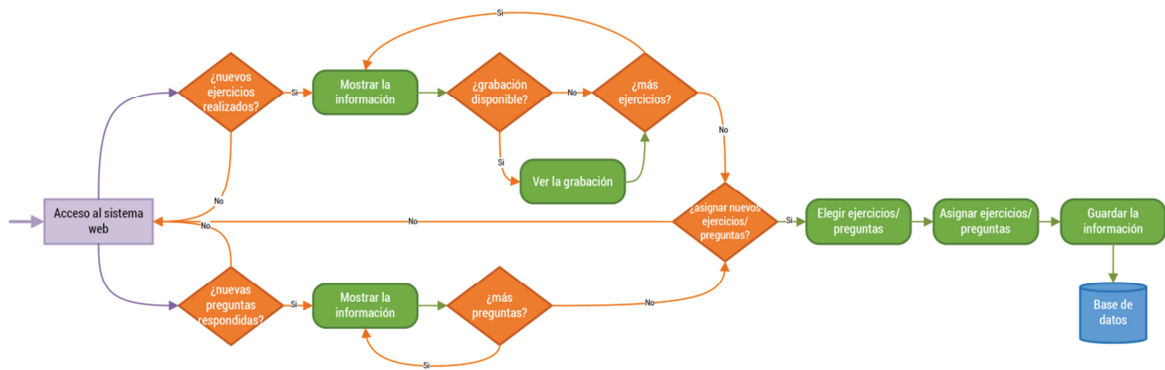


Ilustración 32: Módulo de seguimiento de pacientes (vista del profesional).

El paciente, a su vez, no tiene limitado su seguimiento a dos meses, pudiendo ver todo el material generado durante la duración de su programa de actividades. Esto le sirve como historial, ya que el paciente no puede acceder al módulo historial. En el seguimiento se muestran los ejercicios a realizar y las preguntas a responder, así como los comentarios escritos por el profesional, y las comunicaciones realizadas/por realizar, todo ello ordenado por fecha descendente. El paciente tiene la opción de visualizar la planificación mensual establecida por el profesional, pudiendo así planificar mejor su tiempo para poder realizar la tarea asignada. Finalmente, el paciente puede proponer nuevas comunicaciones con el profesional en cualquier momento, teniendo estas que ser aceptadas por el profesional.

4.1.1.8 Módulo de videoconferencia y chat (W7)

Estos dos módulos permiten una comunicación bidireccional y en tiempo real entre el paciente y el profesional.

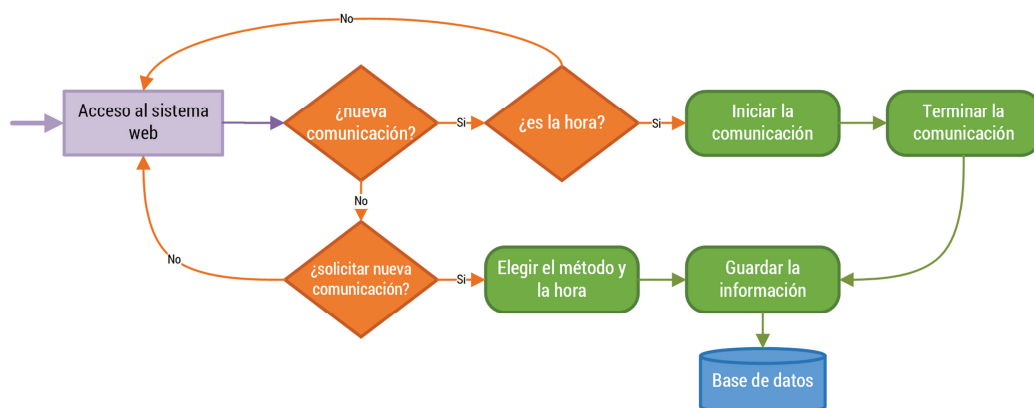


Ilustración 33: Módulo de chat y videoconferencia.

Para esto, aquel que considere necesario el realizar una comunicación tiene la opción de solicitarla a través del seguimiento (punto 7 de la anterior página).

Las comunicaciones pueden ser de tres tipos: chat, videoconferencia y teléfono. Las comunicaciones telefónicas no se gestionan directamente en la plataforma integral de tele-rehabilitación, ya que la comunicación se realiza directamente por teléfono físico, quedando fuera la posibilidad de control. Las que sí se controlan a través del sistema son las comunicaciones de tipo chat y de tipo videoconferencia. La casuística es idéntica en ambos casos y solo cambia el medio, texto y video en este caso. Una vez que la comunicación solicitada se ha aceptado, tanto el paciente como el profesional deben esperar a la hora acordada para comenzar la comunicación ya que el sistema no permite realizar la comunicación si la hora no es la acordada. Cuando llega la hora, basta con acceder al módulo concreto, chat o videoconferencia, y el sistema se encarga de gestionar los mecanismos necesarios para llevar a cabo las comunicaciones. Como nota, el sistema sólo permite comunicaciones en el día, ya que la idea de estas comunicaciones es que sean para casos puntuales y que necesiten intervención rápida/urgente.

4.1.1.9 Base de datos (S1)

Por último, hay dos módulos extra que son específicos del sistema: el módulo de base de datos y el módulo de Red5. El primero de ellos, el de base de datos, es el encargado de gestionar toda la información que se genera tanto por los profesionales como por los pacientes. El sistema dispone de un mecanismo de copia de seguridad activo (el profesional es el encargado de realizarlo) que permite realizar una copia de seguridad tanto de la información de la base de datos, como de todo el material externo a la base de datos (material multimedia, chats, etc.).

4.1.1.10 RED5 (S2)

El módulo Red5 es el encargado de ofrecer los mecanismos necesarios para llevar a cabo tanto las videoconferencias como los chats de texto. Gestiona todas las conexiones y accesos necesarios, así como el intercambio de eventos y notificaciones de manera transparente entre los módulos del profesional y del paciente. Red5 es un servidor open-source de transmisión (*streaming*) que simula la funcionalidad ofrecida por el Adobe Flash Media Server, versión de pago. La siguiente tabla muestra una comparativa entre los principales servidores multimedia disponibles:

Tabla 18: Tabla comparativa de servidores multimedia.

Ítem	Wowza	Red5	AFM Server
Protocolos soportados	RTMP RTMPT RTMPS RTMPE RTMPTE	RTMP RTMPT RTMPS RTMPE RTMPTE	RTMP RTMPT RTMPS RTMPE RTMPTE RTMFP
Edición de desarrollador	10 conexiones (Gratis)	Gratis	10 conexiones (Gratis)
Precio	995\$ Licencia de día (5\$) Licencia de mes (55\$)	Gratis (Open Source)	4500\$

Plataformas software	Windows, Mac OS X, Linux, Solaris, Unix	Windows, Mac OS X, Gentoo, Linux	Windows Server 2003, Windows Server 2008, Linux, Red Hat
Formatos de vídeo/audio	FLV, H.264 MP3, AAC, LC-AAC, HE-AAC, Speex	FLV, H.264, F4V, MP4, M4A, VP6 MP3, AAC, Nelly Moser, Speex	FLV, H.264 MP3, AAC, LC-AAC, HE-AAC, Speex
Protocolos	RTMP, HTTP Streaming, Smooth Streaming, RTSP/RTP, MPEG-TS	RTMP	RTMP, HTTP
Grabación	FLV, MP4	FLV, H.264 a contenedor FLV	H.264/AAC a contenedor FLV
Lado servidor	Java	Java	AS2

4.1.1.11 Sumario de las funcionalidades del sistema web

La siguiente tabla muestra, de manera esquemática, un resumen de los módulos disponibles del sistema de tele-rehabilitación integral junto con los puntos más importantes que ofrece cada uno de ellos.

Tabla 19: Resumen de los módulos del sistema de tele-rehabilitación integral.

Módulo	Profesional	Paciente	Puntos importantes
Grabación de ejercicios		●	Posibilidad de grabarse durante las sesiones físicas (pacientes)
Gestión de usuarios	●		Creación de usuarios y uso de políticas
Ejercicios y preguntas	●		Los profesionales pueden crear un repositorio de ejercicios y preguntas
Historial	●		Posibilidad de ver el seguimiento del paciente entre fechas
Centro de notificaciones	●	●	Últimas actualizaciones ocurridas en el sistema
Seguimiento de usuarios	●	●	Evolución del paciente y tratamiento personalizado
Videoconferencia y chat	●	●	Comunicación <i>online</i> bidireccional entre profesionales y pacientes

4.1.2 Diseño de bajo nivel de la plataforma web

Una vez conocidos los módulos que componen la plataforma web, es momento de detallar cada uno de ellos en profundidad para que el lector tenga una visión completa y total del sistema. Estos módulos son: módulo de acceso al sistema, módulo de grabación de ejercicios, módulo de gestión de usuarios, módulo de ejercicios y preguntas, módulo historial, centro de notificaciones, módulo de seguimiento de usuarios, videoconferencia y chat, Red5 y finalmente base de datos.

4.1.2.1 Módulo de acceso al sistema web (W0)

El sistema de *login* de Joomla, en las últimas versiones, es bastante complejo, ya que ofrece distintos mecanismos de cifrado. Lo que hace Joomla cuando un usuario accede a un sitio web es, mediante la función de `login`, indicar si la autenticación ha sido correcta o no. Los datos de usuario y contraseña llegan a la función `login` a través de la variable `$credentials` en formato `Array('username' => string, 'password' => string)`. Cuando el login es satisfactorio, se genera una sesión y un objeto usuario, los cuales se utilizarán durante la navegación del usuario a lo largo del sistema, ya que contendrán los datos necesarios relativos a las credenciales del mismo.

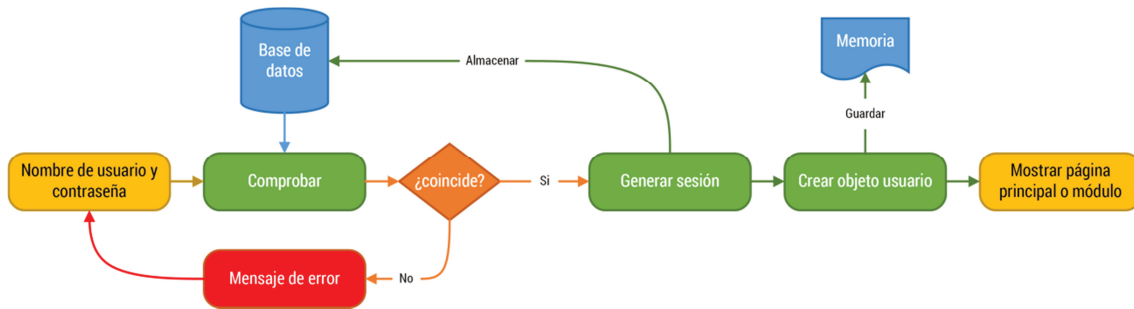


Ilustración 34: Proceso de login en Joomla.

Algo que caracteriza a Joomla es que el campo contraseña está dividido en dos partes de forma `encrypt:salt`. La segunda parte, `salt`, es una cadena generada de forma *seudo* aleatoria mediante el algoritmo Mersenne twister [Matsumoto+98a], y es empleada junto con una función de derivación de claves (*Key Derivation Function - KDF*) y la contraseña del usuario para generar la primera parte `encrypt`.

La contraseña resultante es la concatenación de la cadena `salt` y `encrypt` con el carácter `::`. Joomla emplea el algoritmo de cifrado MD5 [Rivest92a] para cifrar las contraseñas, generando una cadena de 128 bits. Así, la contraseña generada se compone de 65 caracteres en hexadecimal, 32 para cada una de las dos cadenas, `encrypt` y `salt` y uno para el separador `::`. A continuación se muestra un ejemplo de contraseña cifrada en Joomla:

```
24d028783c813504fe9d6258834ff268:4GFxxgv0JNXUrTGidcku6skfWSY6Dshc
```



Ilustración 35: Módulo de acceso al sistema.

Para terminar, la ilustración anterior muestra el módulo de acceso al sistema web tanto con un acceso satisfactorio como con un acceso insatisfactorio. Este módulo se encuentra siempre visible y disponible, es decir, está situado en la parte superior de la barra lateral izquierda del sistema web,

donde se sitúan todas las demás opciones. De esta forma, se obtiene un acceso rápido al sistema, facilitando esta tarea al usuario final.

4.1.2.2 Módulo de grabación de ejercicios (W1)

El paciente tiene a su disposición la capacidad de realizar grabaciones a través de su webcam durante la realización de los ejercicios desde su casa. De esta forma, complementa el seguimiento con material multimedia que puede ser revisado posteriormente por el profesional para tener un análisis más completo y objetivo, que le ayude en las posteriores decisiones a tomar.

Esta capacidad de grabación se ha incluido directamente en la ficha del ejercicio a realizar, facilitando su uso. El paciente tan sólo debe pulsar el botón de conectar y posteriormente el de grabar, para finalmente pulsar el botón de finalizar para detener la grabación y que esta se almacene en el servidor. El sistema permite hasta un máximo de diez reconexiones automáticas, en caso de que el sistema no se pueda conectar. Esto maximiza el tiempo en el que el usuario debe esperar a una conexión satisfactoria, evitando así la incertidumbre en cuanto a cuánto tiempo debe esperar. La siguiente imagen muestra el proceso de grabación por parte del usuario:

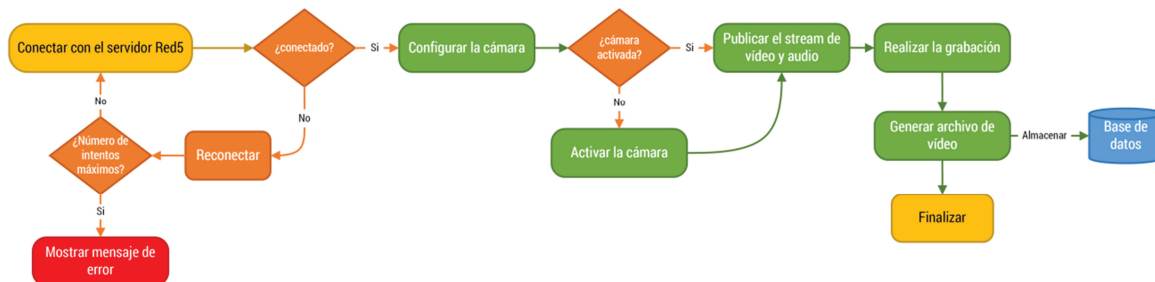


Ilustración 36: Proceso de grabación en Red5.

El sistema se beneficia de las nuevas capacidades que ofrecen las versiones más recientes del reproductor Adobe Flash. En concreto, desde su versión 11, incluye el códec H.264, el cual ofrece una mejora sustancial en cuanto a la calidad de la grabación, evitando *pixelaciones*, baja tasa de imágenes o resoluciones, además de no impactar directamente en el rendimiento. H.264 (MPEG-4 Advanced Video Coding - AVC) [Vetro+11a], es un estándar de compresión de vídeo digital, que se caracteriza por lograr una compresión de datos muy alta. Las versiones de Flash para desarrollador ofrecen las siguientes clases para poder hacer uso de este códec en lugar del códec estándar (On2 VP6): `H264VideoStreamSettings`, `H264Level`, `VideoStreamSettings` y `H264Profile`. Las dos imágenes siguientes muestran las diferencias entre los códec On2 VP6 y H.264:



Ilustración 37: (a) Códec On2 VP6; (b) Códec H.264.

Los archivos de vídeo resultante se encapsulan dentro del formato FLV (Flash Video), propietario de Adobe y necesario para poder reproducirlo en el reproductor flash. Aunque HTML5 debería ser el formato elegido, la realidad indica que ahora mismo no es la opción principal. Esto es debido a que el estándar HTML5 ha pasado a recomendación estable del W3C el 28 de Octubre de 2014, lo que hace que muchas versiones antiguas de los navegadores web de uso común (Internet Explorer, Firefox o Google Chrome) no soporten las características que ofrece HTML5 o las implementen sin seguir las recomendaciones del estándar W3C.

4.1.2.3 Módulo de gestión de usuarios (W2)

El módulo de gestión de usuarios hace uso de la metodología seguida por Joomla a la hora de manejar los usuarios. Se ha realizado un gestor de usuarios que mimetiza la parte de gestión que ofrece Joomla en la parte del *front-end* para evitar que los profesionales tengan que realizar esta tarea desde la parte del *back-end*. La funcionalidad desarrollada permite dar de alta, baja y modificar pacientes, así como desactivarlos una vez finalizado su tratamiento.

Joomla implementa las Listas de Control de Acceso (Access Control Lists - ACL), las cuales especifican qué usuarios o procesos tienen acceso a objetos así como qué operaciones son permitidas sobre dichos objetos. Además, Joomla ofrece dos funcionalidades a nivel de ACL:

- **Niveles de acceso:** qué usuarios pueden acceder a qué partes del sitio web. Por ejemplo, que un menú sea visible o no para un usuario.
- **Permisos:** qué operaciones o acciones un usuario puede realizar sobre un determinado objeto. Por ejemplo, si un usuario puede subir o editar un artículo.

La versión 1.5 de Joomla, la cual se ha usado como base para el desarrollo del sistema web, presenta las siguientes características a nivel de usuarios, grupos, niveles de acceso, grupos y acciones.

Tabla 20: Características principales de la gestión de los usuarios en Joomla.

Ítem	Descripción
Grupos	Siete grupos: Público, Registrado, Autor, Editor, Publicador, Gestor, Administrador y Súper Administrador
Usuarios y grupos	Un usuario puede ser asignado a un único grupo
Niveles de acceso	Tres niveles de acceso: Público, Registrado y Especial
Niveles de acceso y grupos	Relación fija entre grupos y niveles de acceso
Grupos y acciones	Las acciones permitidas para los diferentes grupos están prefijadas.
Aplicación de los permisos	En todo el sitio web, un usuario tiene permisos para todos los objetos. Por ejemplo, un Editor puede editar cualquier artículo desde el <i>front-end</i>

En Joomla hay cuatro tipos de permisos, siendo estos los siguientes:

- **Sin asignar.** De forma predeterminada el estado está definido como “Denegado”, pero este permiso puede sobrescribirse si en un grupo hijo o subgrupo en la jerarquía de permisos se sitúa como “Permitido”. Sin asignar solo se usa para el grupo público desde la configuración global. El grupo público es el grupo principal de entre todos los demás grupos. Si un permiso

está sin asignar, será tratado como si estuviera asignado en “Denegado”, pero con la diferencia de que se podrá cambiar el estado desde los subgrupos, componentes, categorías y elementos.

- **Se hereda.** Hereda el valor de un grupo padre o de un nivel superior en la jerarquía de permisos. Este permiso se aplica a todos los niveles excepto al de Configuración global.
- **Denegado.** Deniega la acción para el nivel y grupo, y también para cualquier nivel inferior o grupo hijo en la jerarquía de permisos. Aunque el estado se cambie a “Permitido” en un grupo hijo o nivel inferior no tendrá ningún efecto.
- **Permitido.** Permite la acción para el nivel y grupo, y para niveles inferiores y grupos hijo en la jerarquía. Si esta configuración entra en conflicto con lo asignado desde el grupo principal no tendrá efecto, y el conflicto será indicado con un No permitido (bloqueado) debajo del estado de configuración calculada.

Además, los permisos de acción se pueden definir para cuatro niveles:

- **Configuración global,** donde se definen los permisos predeterminados para cada acción y grupo.
- **Componente,** donde se pueden sobrescribir los permisos predeterminados para el componente.
- **Categoría,** donde se pueden sobrescribir los permisos predeterminados sobre objetos de la categoría. Aplicable a todos los componentes que admiten categorías, incluyendo Artículos, Anuncios, Contactos, Noticias Externas y Enlaces.
- **Artículo,** donde se pueden sobrescribir los permisos para un artículo de contenido específico. Otros componentes sólo admiten los tres primeros niveles.

Para el sistema actual se han definido hasta cinco niveles de usuarios, cada uno con los respectivos permisos de acceso al sistema: Profesional, Profesional+, Paciente, Apoyo y Asistente. Los dos primeros, *Profesional* y *Profesional+* se han creado para la gestión de la plataforma web, la adición de contenidos, etc. La diferencia principal entre los dos perfiles es que desde el perfil *Profesional+* se pueden, añadir, modificar y eliminar contenidos al sistema (ejercicios, preguntas, categorías, archivos en el repositorio, pacientes, profesionales sanitarios), mientras que desde los dos perfiles se puede realizar los seguimientos médicos de los pacientes. El perfil *Profesional+* hereda del perfil Super Administrador definido por defecto en Joomla. Así, es el único capaz de acceder a la parte del *back-end* del sistema para realizar una configuración fina del mismo.

Respecto a los usuarios no profesionales, se han definido hasta tres perfiles. El primero de ellos, el perfil Usuario es el paciente que recibe el tratamiento, el cual puede acceder únicamente a su tratamiento. El perfil asistente hace las veces del usuario cuando este no puede hacer uso del sistema por sí mismo, de tal manera, el perfil Asistente sería el que manejará la aplicación. El perfil Apoyo, por su parte, es el perfil con menor nivel de acceso y se ha definido como perfil para obtener información general y específica de apoyo para situaciones especiales. No tiene acceso al seguimiento del propio paciente.

La siguiente ilustración muestra la jerarquía definida para el sistema web. Las flechas indican las relaciones de jerarquía de grupo padre a grupo hijo. Cuando se fijan permisos para un grupo padre,

estos permisos son automáticamente heredados por los grupos hijo. La herencia y los permisos permitidos pueden ser sobrescritos, es decir, modificados en un grupo hijo. Los permisos denegados no pueden ser modificados en grupos hijo y permanecen denegados para todos los grupos hijo.

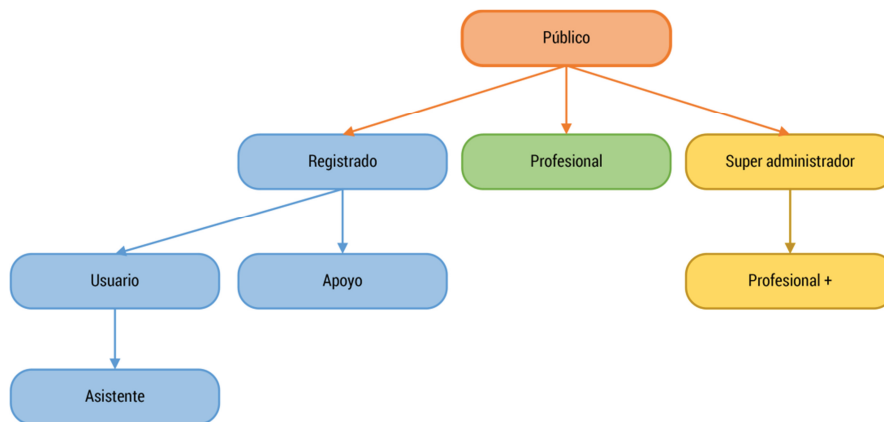


Ilustración 38: Jerarquía de perfiles de usuario definida para el sistema web.

Para la gestión más específica de los permisos y accesos del sistema web, se ha hecho uso de un *plug-in* para Joomla llamado Community ACL de la empresa CorePHP, que amplía las funcionalidades básicas del ACL de Joomla. Su código está disponible en *github*, en la dirección: https://github.com/corePHP/community_acl

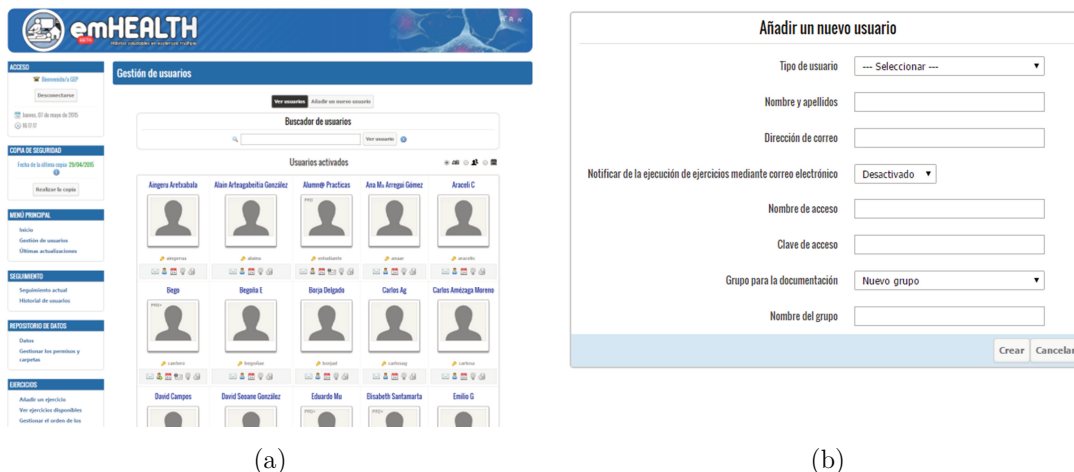


Ilustración 39: (a) Listado de usuarios; (b) Creación de un usuario.

4.1.2.4 Módulos de ejercicios y preguntas (W3)

La idea que se persiguió con estos módulos fue la de poder generar un completo repositorio informatizado, que sirviera tanto para ser usado dentro del sistema como para poder ser usado fuera del mismo.

Así, se tomaron de ejemplo las fichas físicas que venían usando durante las distintas terapias en el centro de salud. Estas fichas incluían tanto la finalidad del ejercicio como la ejecución y finalmente las repeticiones, en caso de que el profesional las haya indicado. Se añadió la posibilidad de acompañar el ejercicio con material multimedia, el cual sirve de apoyo a los pacientes durante la realización de los ejercicios en su hogar. El profesional tiene la posibilidad de incluir imágenes estáticas o dinámicas, así como vídeos propios o vídeos enlazados de YouTube™, y finalmente,

documentos de texto para rellenar o leer. Este puede añadir tantos archivos multimedia como desee, siempre y cuando cumpla con las siguientes restricciones:

- Cada archivo no puede superar los 20 MB.
- El número total de archivos añadidos sin contar los enlaces de YouTube, no pueden superar los 60 MB.

Actualmente el repositorio está compuesto por 416 ejercicios (para las seis categorías principales y las 136 subcategorías creadas específicamente) y por 70 preguntas, aunque está en continuo crecimiento y se añaden tanto ejercicios como preguntas con regularidad. La siguiente tabla muestra los elementos multimedia creados por los profesionales de ADEMBI para acompañar a los ejercicios.

Tabla 21: Material multimedia creado para los ejercicios.

Categoría	Imágenes	Videos	Documentos	Ejercicios	Preguntas
Rehabilitación	●	●		43	15
Fisioterapia	●	●	●	118	22
Logopedia	●	●		162	14
Terapia ocupacional	●		●	49	10
Neuropsicología			●	19	9
Yoga		●		25	0
Número de elementos	307	201	140	416	70
Tamaño	162 MB	1.45 GB	21 MB	-	-

El procedimiento seguido fue sencillo y consistió en crear tanto los nuevos ejercicios como las preguntas en el repositorio a partir de los disponibles “en papel”. Se entregaron una serie de DVD de cada área específica a tratar, y se fue creando el repositorio, con la ayuda de los profesionales de ADEMBI, los cuales introdujeron la gran mayoría de ejercicios. Para agilizar la inserción de material multimedia, se les instruyó en la misma durante un par de sesiones para facilitarles la adición de contenidos. La siguiente imagen muestra el procedimiento seguido a la hora de crear el repositorio de ejercicios y preguntas.

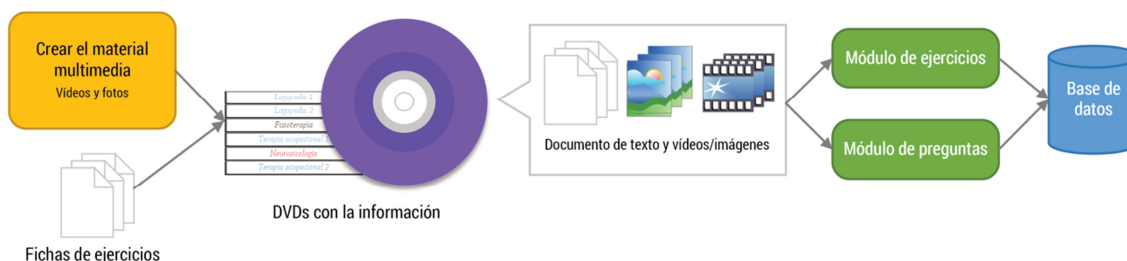


Ilustración 40: Método seguido para crear el repositorio.

Para finalizar, las siguientes imágenes muestran tanto el árbol de ejercicios como el árbol de preguntas creado para el sistema web, así como unas preguntas y ejercicios a modo de ejemplo.

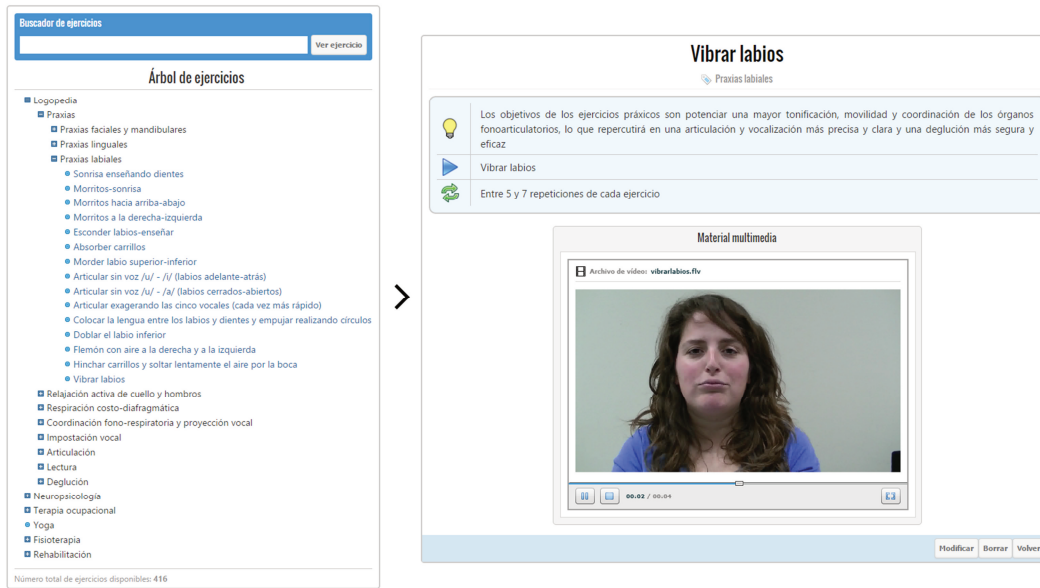


Ilustración 41: Árbol de ejercicios con un ejercicio seleccionado.

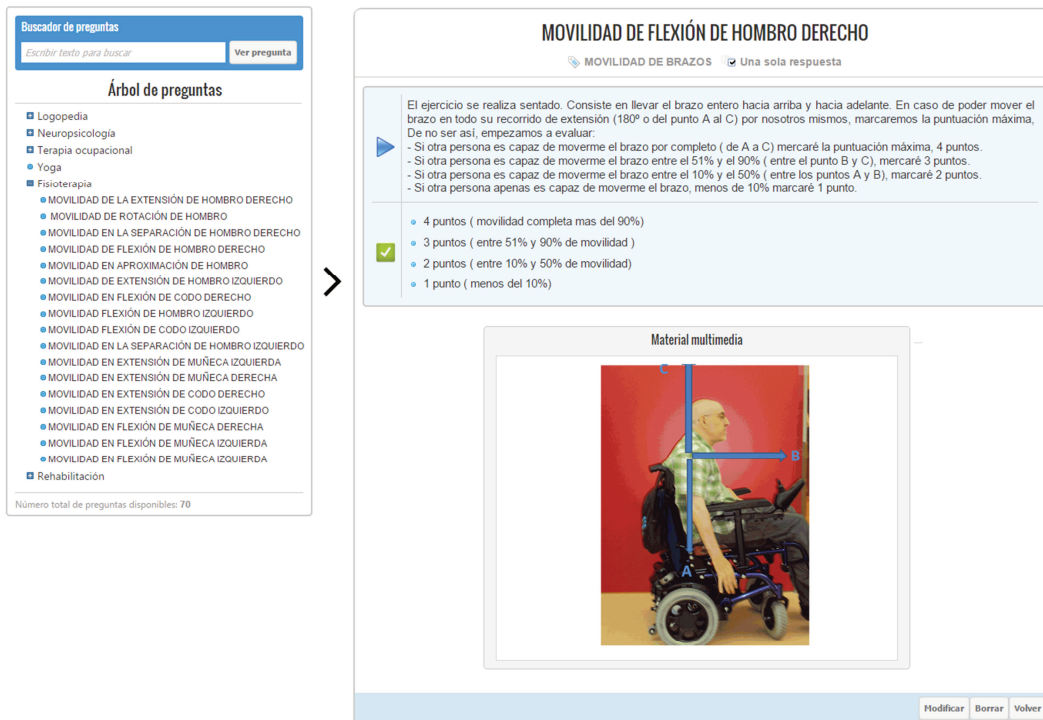


Ilustración 42: Árbol de preguntas con una pregunta seleccionada.

4.1.2.5 Módulo historial de usuario (W4)

A través de este módulo el profesional puede obtener el informe de un paciente en unas fechas concretas. Así, el profesional puede obtener de forma rápida la evolución de un paciente (en el tiempo).

Para la generación de archivos PDF se ha hecho uso de la librería gratuita FPDF. FPDF es una clase escrita en PHP que permite generar documentos PDF directamente desde PHP, es decir, sin usar la librería PDFlib. FPDF no necesita de ninguna extensión para PHP (excepto zlib para activar la compresión y GD para soporte a GIF) y funciona con PHP4 (4.3.10) y PHP5. FPDF permite,

entre otras cosas, elegir la unidad de medida, el formato de página y los márgenes; gestionar la cabecera y el pie de página; establecer saltos de líneas y justificar textos de forma automática. FPDF está desarrollado con orientación a objetos, siendo el Objeto fpdf el encargado de ir almacenando la estructura, y mostrándolo con la función `Output([string name, string dest]): String`, teniendo diferentes salidas tanto por pantalla como por impresora o simplemente ofreciendo la posibilidad de descargar el archivo. Entre sus funciones más utilizadas se encuentra la función `Cell(float w [, float h [, string txt [, mixed border [, int ln [, string align [, boolean fill [, mixed link]]]]]]])` que es la base de todo el muestreo, creando celdas las cuales pueden contener texto.

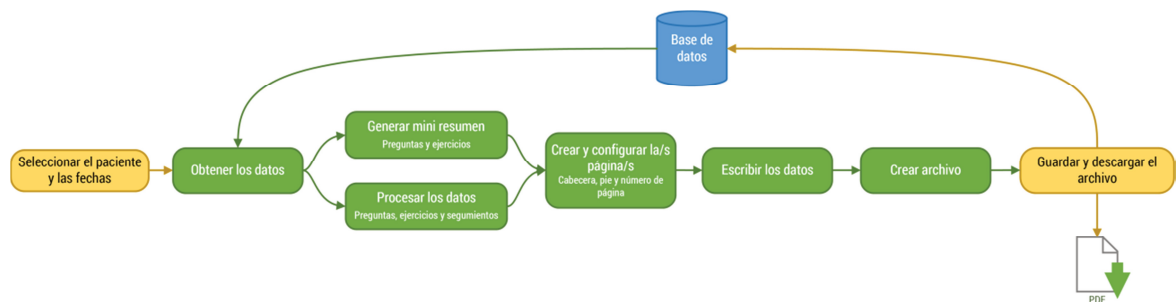


Ilustración 43: Generación del registro de un paciente usando la librería FPDF.

FPDF ofrece un tipo de celda llamada `MultiCell(float w, float h, string txt [, mixed border [, string align [, boolean fill]]])` que permite escribir varias líneas pero con salto de línea; si bien si la línea no entra en la celda, esta seguirá más allá de ella, quedando parte del texto fuera de la misma. Para evitar esto, se implementó una `Multicell` con múltiples líneas pero que permitiese escribir textos con más longitud que la celda y que este continuase en la siguiente línea sin incluir un salto de línea. Esto es importante a la hora de tratar los seguimientos que escribe el profesional ya que puede ser un bloque de texto sin líneas intercaladas.

De esta forma, la función utilizada a la hora de escribir líneas en la tabla pasó de ser `MultiCell(float w, float h, string txt[, mixed border[, string align[, boolean fill]]])` a ser `Row(array(string txt[, string txt]))`.

Las siguientes imágenes muestran por un lado la ventana con el historial de un paciente, mientras que la otra imagen muestra el informe generado con la información seleccionada.

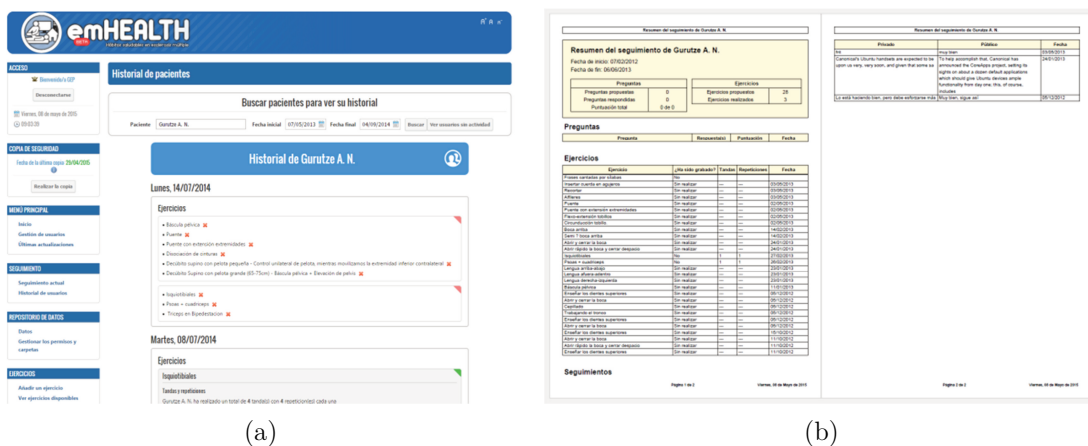


Ilustración 44: (a) Historial de un paciente; (b) Archivo PDF con el historial del paciente.

4.1.2.6 Centro de notificaciones (W5)

El centro de notificaciones, como se ha comentado anteriormente, es el primer módulo que se carga tras el *login* en el sistema, tanto a nivel de profesional como de usuario. De esta forma, tanto unos como otros, pueden ver lo que “ha sucedido en el sistema” en las últimas horas y así poder actuar en consecuencia.

A diferencia de un sistema de notificaciones *push*, en el desarrollado, los clientes no se suscriben ni reciben en tiempo real los cambios producidos en el mismo. Esto se estableció desde un primer instante así, ya que el sistema no se diseñó permitiendo un seguimiento en tiempo real que requiriese de atención y actuación en tiempo real.

Así, en este sistema web, el centro de notificaciones se usa como resumen preliminar antes de proceder con las tareas asignadas.

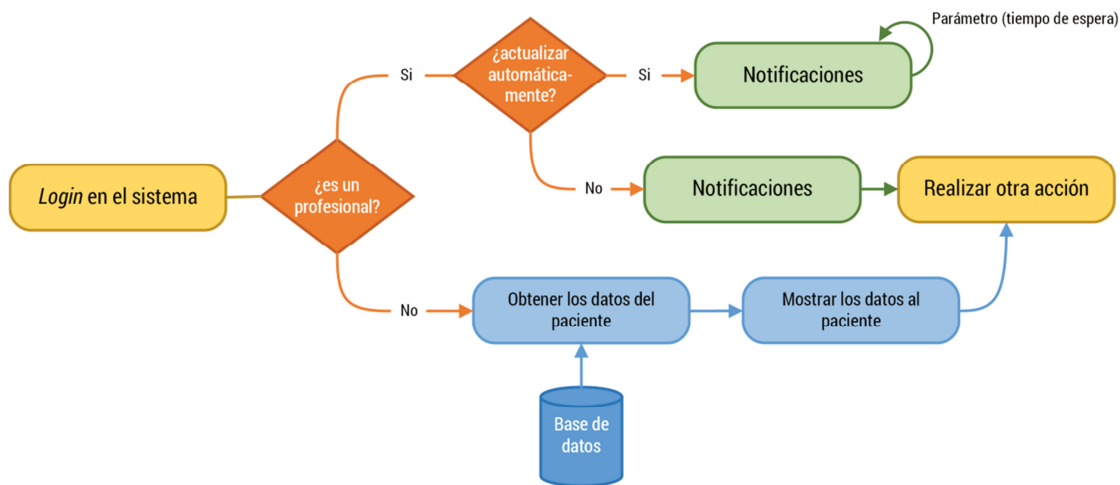


Ilustración 45: Sistema de notificación del sistema web.

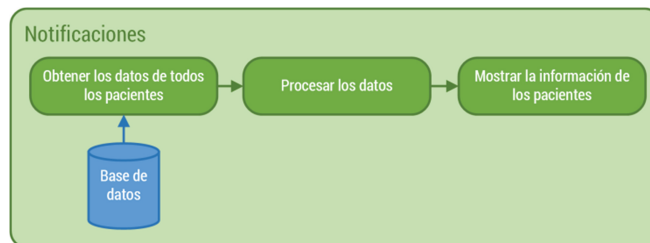


Ilustración 46: Módulos con posibilidad de ejecutarse repetidamente de forma automática .

El sistema se puede configurar para que se pueda establecer un intervalo de tiempo, a nivel de profesionales, tras el cual se actualice automáticamente la página que contiene las notificaciones. Actualmente no se hace uso de él, si bien en un futuro puede ser utilizado para tratar actuaciones de urgencia en caso de que no se quiera/pueda implementar un sistema de notificaciones tradicional (*push*).

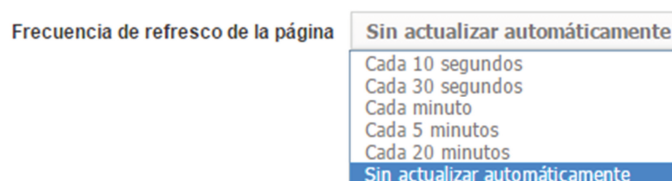


Ilustración 47: Rangos de tiempo disponibles para la actualización automática.

Las siguientes imágenes muestran la ventana con las últimas actualizaciones ocurridas en el sistema, tanto a nivel profesional, como a nivel paciente.

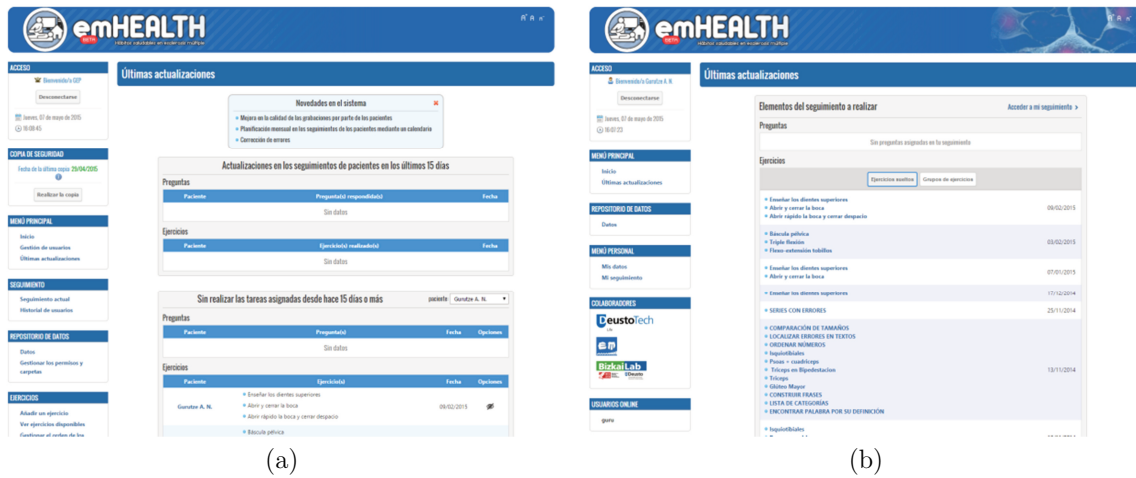


Ilustración 48: (a) Centro de notificaciones del profesional; (b) Centro de notificaciones del paciente.

4.1.2.7 Módulo de seguimiento de pacientes (W6)

Como se ha comentado en las páginas anteriores, este módulo es, junto con el módulo de ejercicios y preguntas, el más importante del sistema web de rehabilitación, ya que es el que le da sentido al mismo puesto que permite llevar al día un seguimiento del estado del paciente en cuanto a su rehabilitación física.

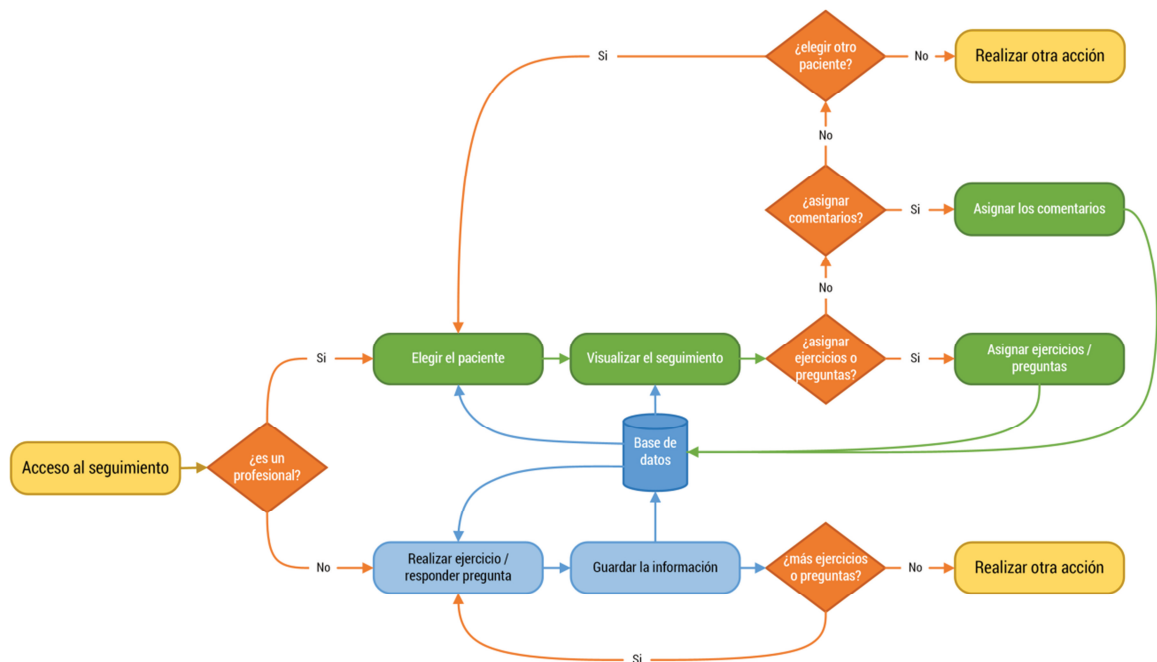


Ilustración 49: Seguimiento del paciente y general de los pacientes.

Tanto el profesional, como el paciente, tienen su vista personalizada de este módulo. Al profesional, se le muestra toda la funcionalidad necesaria para realizar un seguimiento óptimo, mientras que al paciente, se le muestra toda la información generada durante su seguimiento.

El profesional puede asignar ejercicios, preguntas y escribir comentarios acerca del seguimiento cuando lo cree oportuno. La asignación de ejercicios se puede realizar de tres maneras posibles:

- **Individual.** Mediante esta opción el profesional busca los ejercicios usando tanto el árbol de ejercicios como el buscador habilitado para ello. Una vez elegido el ejercicio, basta con seleccionarlo y asignarlo. Esta acción se puede realizar tantas veces como se quiera.
- **Grupal.** Mediante esta opción, el profesional asigna bloques de ejercicios relativos a una categoría concreta. Así, el profesional puede trabajar áreas específicas en base a la evolución que presenta el paciente.
- **Por calendario.** Esta modalidad trabaja en conjunto con la opción grupal, pero aporta una planificación mensual de un paciente, pudiendo trabajar zonas específicas por semanas. De esta manera, el paciente puede ver la planificación de ese mes y adecuar sus horarios a la misma.

La asignación de preguntas se realiza de la misma forma que la asignación de ejercicios de manera individual. En este sentido, los profesionales de ADEMBI no han creído necesario el realizar la asignación de preguntas de otra manera, ya que estas preguntas son usadas como herramienta de auto-diagnóstico tras la realización de los ejercicios asignados.

Las siguientes imágenes muestran la ventana de asignación de ejercicios y la planificación mensual de los ejercicios a realizar en la vista del paciente.

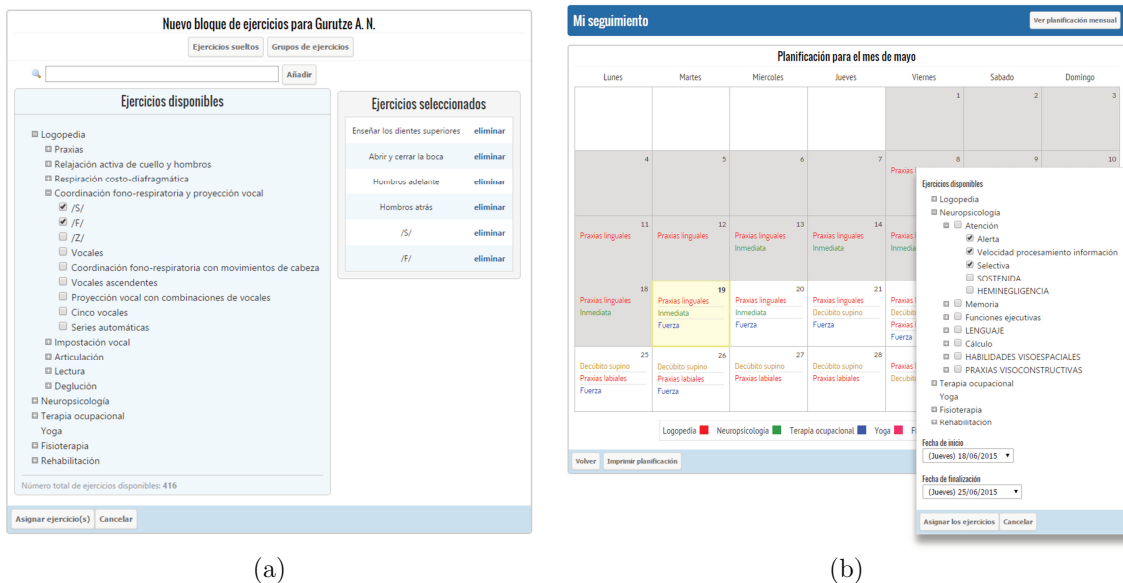


Ilustración 50: (a) Asignación de ejercicios; (b) Planificación del mes y asignación.

Estas preguntas le permiten al paciente tener más autocontrol de su enfermedad (fomentar el empoderamiento) y saber de primera mano el estado en el que se encuentra, evitando la subjetividad y apostando por la objetividad, de vital importancia en procesos médicos. Así, este auto-diagnóstico ayuda también a los profesionales, ya que obtienen una evaluación por parte del paciente que puede ser contrastada con la visión del profesional, comparando ambas realidades y obteniendo un diagnóstico mejor.

La asignación de comentarios, por parte del profesional tiene dos campos, uno privado que solo ve el profesional y otro público, que es el que ve tanto el paciente como el profesional. Estos comentarios sirven como hito para el profesional en cuanto a que puede realizar un comentario tras

una serie de sesiones con el paciente y sirven como revulsivo o ánimo para el paciente para que siga trabajando bien o para que ponga más esmero y ánimo.

Para realizar una comunicación bidireccional, el paciente puede escribir comentarios en el campo habilitado para ello durante la ejecución de los ejercicios, los cuales aparecerán en el seguimiento y podrán ser vistos por el profesional.

Las siguientes imágenes muestran el seguimiento desde los dos puntos de vista, profesional y paciente:



Ilustración 51: (a) Vista del profesional para el seguimiento; (b) Vista del paciente de su seguimiento.

4.1.2.8 Módulo de videoconferencia y chat (W7)

Este módulo permite realizar comunicaciones on-line entre los profesionales y los pacientes. Para esto, se han utilizado las funcionalidades que brinda el servidor multimedia Red5, que se explicará en los siguientes apartados.

Para la funcionalidad de chat, Red5 ofrece una funcionalidad llamada **remote SharedObject**, implementada a semejanza de la versión ofrecida por Adobe. Los objetos compartidos son objetos de ActionScript que persisten fuera de un archivo SWF, ya sea localmente en el sistema de archivos de un usuario o remotamente en un servidor RTMP. Red5 crea en el servidor, dentro de la carpeta webapp de la aplicación, una carpeta con nombre **persistence**, dentro de la cual crea a su vez una carpeta **SharedObject** en la cual se crean y almacenan los objetos compartidos/persistentes con extensión **.red5**. Estos archivos son los que se usan durante el intercambio de mensajes entre el profesional y el paciente.

El funcionamiento de los objetos compartidos consiste en obtener su información, realizar acciones sobre ellos: adición, borrado, etc.; y finalmente notificar esos cambios a los usuarios que estén conectados a él de forma automática y transparente para estos. De esta forma, los cambios producidos se reciben en tiempo real, haciendo que este funcionamiento sea propicio para aplicaciones que así lo demandan, como es el caso del chat textual.

La siguiente imagen muestra el funcionamiento de un objeto compartido entre dos clientes:

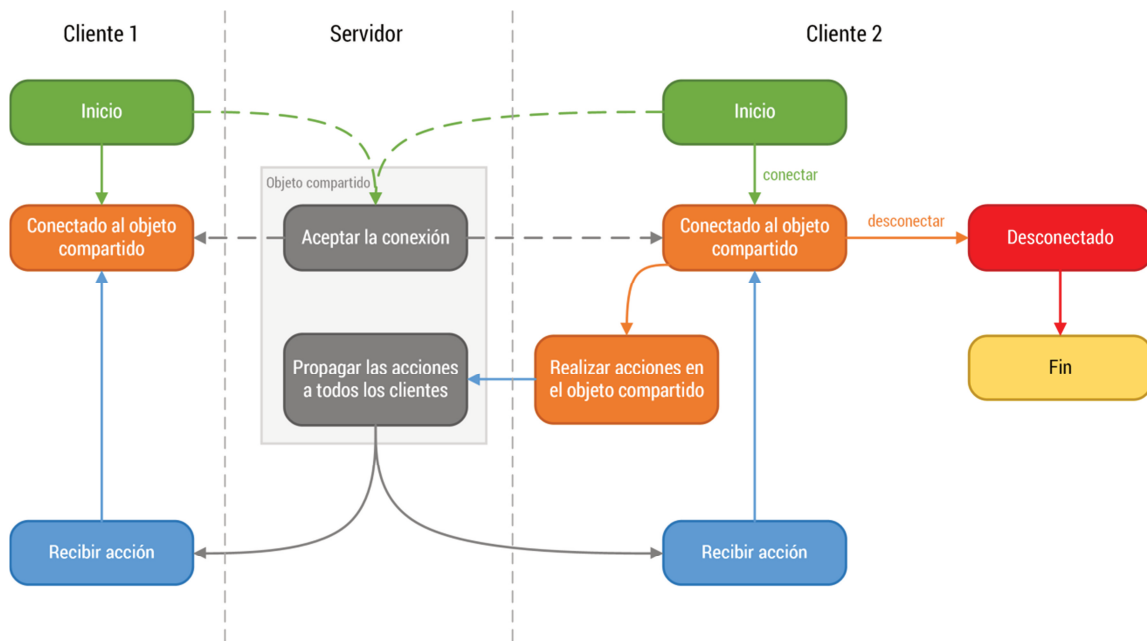


Ilustración 52: Funcionamiento de un objeto compartido.

La función `invokeOnAllConnections(IScope scope, String method, Object[] params)` de la parte servidora, es la encargada de propagar la información a todos aquellos clientes que se encuentran conectados al objeto compartido.

Cuando un usuario se conecta satisfactoriamente en el sistema, este se registra en el objeto compartido, con lo que todas las actualizaciones realizadas por este, se le notifican en tiempo real, siempre y cuando su conexión de red lo permita. Además, se obtiene la información del objeto compartido, en este caso, el chat de texto, que han llevado a cabo entre el profesional y el paciente.

Esto se realiza en el método `NetConnection.Connect.Success`, dentro del evento `NetStatusEvent`. Cada vez que el cliente se conecta para llevar a cabo la comunicación de texto mediante el chat, se le muestra el texto de sesiones anteriores a modo de historial, lo que ayuda a continuar la conversación y evita tratar nuevamente temas que no sean prioritarios.

Para la parte de la videoconferencia, en este sistema del tipo 1 a 1 (profesional ↔ paciente), el sistema hace uso de la clase `NetStream`, la cual crea y abre una canal unidireccional de transmisión sobre un objeto `NetConnection`.

Así pues, para realizar la videoconferencia, cada uno de los participantes abre dos canales: el primero para la transmisión de vídeo mediante la suscripción de sus imágenes a una trama de vídeo única, adjuntando la imagen obtenida a partir de la webcam; y el segundo, para la transmisión del audio generado a través del micrófono de la webcam o de un micrófono externo, mediante la suscripción del sonido en una trama de audio única.

Estas tramas son procesadas por el servidor Red5 y entregadas a cada uno de los participantes, mostrando a cada uno de ellos las imágenes y reproduciendo el sonido. La siguiente imagen muestra el funcionamiento de una transmisión de vídeo 1 a 1.

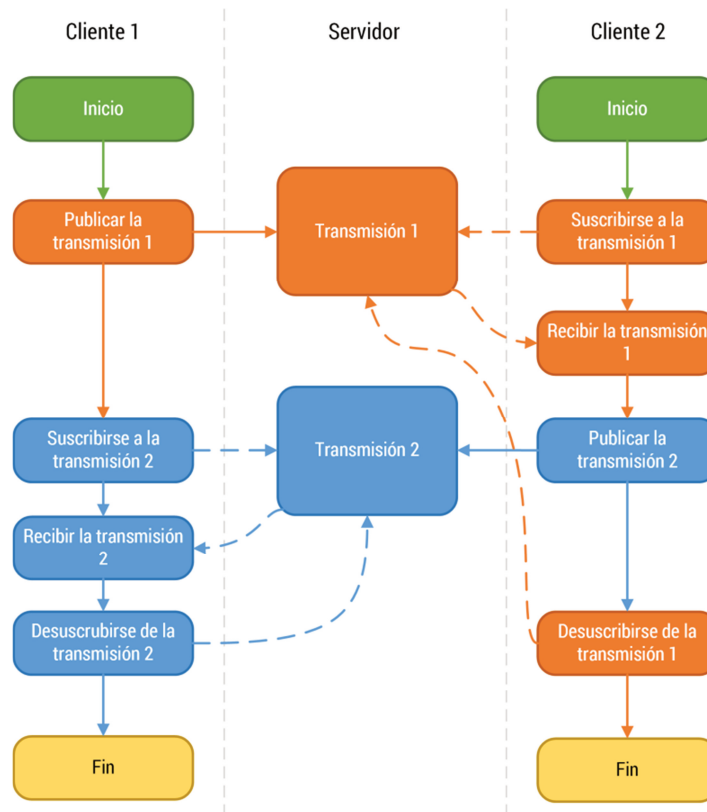


Ilustración 53: Funcionamiento de la transmisión de vídeo 1 a 1.

A continuación se muestran imágenes relativas al chat y a la videoconferencia mantenidas entre el profesional y el paciente (1 a 1).

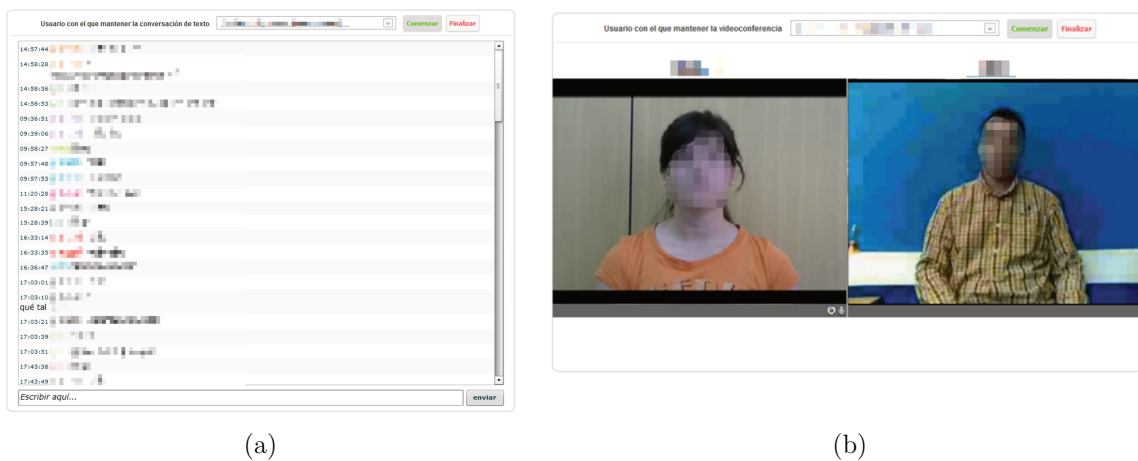


Ilustración 54: (a) Ventana de chat; (b) Videoconferencia profesional-paciente.

4.1.2.9 Base de datos (S1)

MySQL, el sistema de gestión de bases de datos SQL Open Source más popular, lo desarrolla, distribuye y soporta MySQL AB. MySQL AB es una compañía comercial, fundada por los desarrolladores de MySQL. Es una compañía Open Source de segunda generación que une los valores y metodología Open Source.

MySQL es un sistema de gestión de bases de datos. Una base de datos es una colección estructurada de datos. Puede ser cualquier cosa, desde una simple lista de compra a una galería de

pintura o las más vastas cantidades de información en una red corporativa. Para añadir, acceder, y procesar los datos almacenados en una base de datos, necesita un sistema de gestión de base de datos como MySQL Server. Al ser los computadores muy buenos en tratar grandes cantidades de datos, los sistemas de gestión de bases de datos juegan un papel central en computación, como aplicaciones autónomas o como parte de otras aplicaciones.

MySQL es un sistema de gestión de bases de datos relacionales. Una base de datos relacional almacena datos en tablas separadas en lugar de poner todos los datos en un gran almacén. Esto añade velocidad y flexibilidad. La parte SQL de "MySQL" se refiere a "Structured Query Language". SQL es el lenguaje estandarizado más común para acceder a bases de datos y está definido por el estándar ANSI/ISO SQL. El estándar SQL ha evolucionado desde 1986 y existen varias versiones. En este manual, "SQL-92" se refiere al estándar del 1992, "SQL:1999" se refiere a la versión del 1999, y "SQL:2003" se refiere a la versión actual del estándar. Usamos la frase "el estándar SQL" para referirnos a la versión actual de SQL.

MySQL es Open Source. Open Source significa que es posible para cualquiera usar y modificar el software. Cualquiera puede bajar el software MySQL desde internet y usarlo sin pagar nada. Si lo desea, puede estudiar el código fuente y cambiarlo para adaptarlo a sus necesidades.

Las funciones del administrador de bases de datos MySQL son las siguientes:

- **Gestión de las bases de datos:** creación de bases de datos, importación y exportación de datos, copias de seguridad y recuperación, optimización de las tablas, análisis de la integridad y reparación.
- **Gestión de los usuarios:** creación de usuarios y bajas, asignación de permisos.
- **Gestión de los recursos:** monitorización del rendimiento y el tamaño, gestión del espacio y asignación de *quotas*, configuración óptima del servidor, etc.
- **Gestión de la seguridad:** monitorización de los accesos, configuración segura del servidor.

A continuación se detalla el funcionamiento del servidor MySQL:

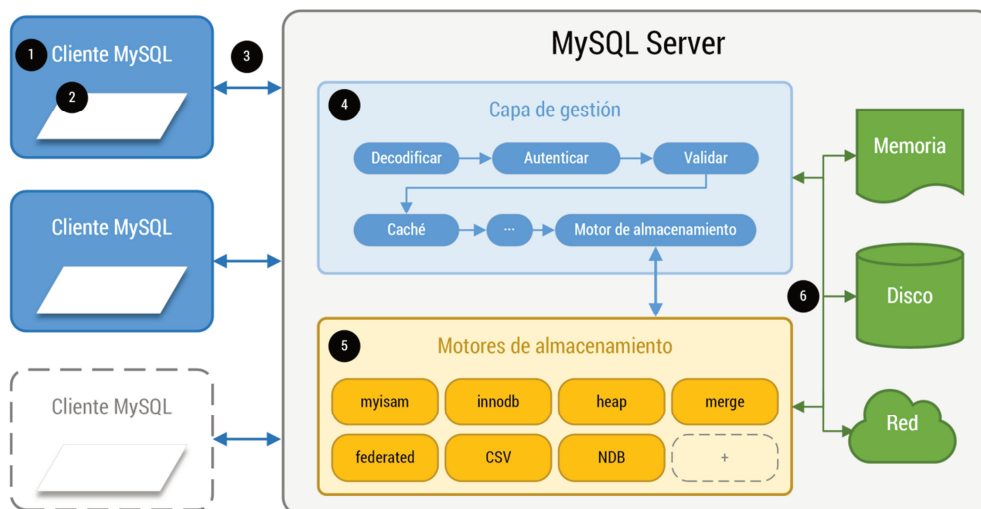


Ilustración 55: Componentes internos de MySQL Server.

1. Los clientes se conectan al servidor.

2. Los clientes inician autenticación, codifican y envían peticiones, comprimen y cifran peticiones, cachean los resultados del servidor ...
3. El servidor procesa las peticiones y devuelve las respuestas.
4. Las peticiones son procesadas, primero, por la capa de manipulación, que las descifra, valida su sintaxis, las busca en la caché, y las envía al correspondiente motor de almacenamiento.
5. Los motores de almacenamiento (MyISAM, InnoDB, Memory,...) manejan la representación en memoria y disco de bases de datos, tablas e índices, así como generación de estadísticas y algunos *logs*.
6. La capa de manejo escribe *logs* a disco, guarda y lee caches en memoria, lee logs binarios de la red ... Los motores de almacenamiento guardan datos (tablas, registros ...) en disco y en memoria, envía datos a otros servidores remotos ...

El servidor MySQL incorpora una característica única llamada "motores de almacenamiento", que permite seleccionar el tipo de almacenamiento interno de cada tabla, en base al que mejor se adecúe a una situación particular. Dicha selección la hace el desarrollador a nivel de tabla, y no afecta a la manera en que el servidor interactúa con el cliente; así los comandos SQL serán los mismos sea cual sea el motor de almacenamiento escogido. El cliente no necesita saber cómo se guardan los datos. MySQL dispone de una docena de motores de almacenamiento propios, más los motores externos desarrollados por terceras partes que se pueden incorporar al servidor. Algunos de los más conocidos son: MyISAM, InnoDB, HEAP, NDB. El servidor de MySQL utilizado en el sistema web hace uso del motor InnoDB. Este motor presenta las siguientes propiedades:

- Es Transaccional.
- Es Multiversiónado, es decir, cuando múltiples transacciones modifican registros, InnoDB mantiene aisladas las transacciones guardando para cada una de ellas una versión distinta de un mismo registro, dando a cada transacción la versión que le corresponde.
- Presenta bloqueos a nivel de registro.
- Presenta restricciones en claves foráneas.
- Permite deshacer transacciones a medias (*rollback*).
- Los datos se guardan en disco: un fichero para la definición de la tabla, y un "tablespace" para guardar conjuntamente datos e índices. El tablespace puede consistir en uno o más ficheros, o incluso una partición entera en disco.

La siguiente imagen muestra la configuración del motor InnoDB del servidor MySQL del sistema de tele-rehabilitación.



Ilustración 56: InnoDB como motor de la base de datos MySQL.

4.1.2.10 RED5 (S2)

La implementación estándar del servidor multimedia Red5 consiste en una aplicación Java independiente junto a un contenedor J2EE embebido corriendo como un servicio del sistema.

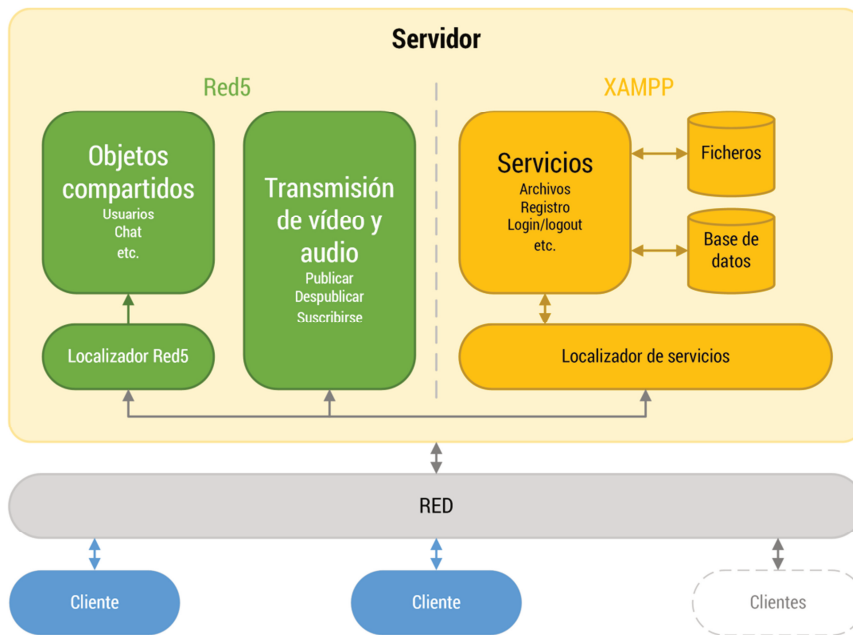


Ilustración 57: Diagrama general de un sistema con uso de Red5.

El servidor multimedia Red5 se compone de cuatro tecnologías principalmente, a saber: Apache Tomcat, Apache Mina, Spring y finalmente RTMP. Estas tecnologías se detallan a continuación:

Tabla 22: Tecnología usadas por Red5.

Contenedor web	Framework de red	Framework	Protocolo de transmisión
Apache Tomcat	Apache MINA	Spring	RTMP

Apache Tomcat

Apache, también conocido simplemente como Tomcat o Jakarta Tomcat, es un servidor web multiplataforma que funciona como contenedor de servlets. Este se desarrolla bajo el proyecto denominado Jackarta perteneciente a la Apache Software Foundation bajo la licencia Apache 2.0 e implementa las especificaciones de los servlets y de JavaServer Pages o JSP de Sun Microsystem. A partir de la versión 4.x Tomcat fue lanzado con el contenedor de servlets **Catalina**, con el contenedor HTTP **Coyote** y un motor para JSP llamado **Jasper**. Las principales características de estos tres componentes son:

- **Catalina.** Implementa las especificaciones de servlets y JSP. Para Apache Tomcat, el elemento principal es una base de datos de nombres de usuarios, contraseñas y roles, lo cual le permite integrarse donde ya existe información de autenticación como describe la especificación de servlets.
- **Coyote.** Es un componente conector que admite el protocolo HTTP 1.1 para el servidor web y que escucha en un puerto TCP especificado por el servidor enviando la solicitud al motor Tomcat para que este la procese y envíe una respuesta al cliente.

- **Jasper.** Analiza archivos JSP para compilar el código Java y, si se producen cambios, éste los vuelve a compilar. Desde la versión 5.x se usa Jasper 2 que es JavaServer para webs 2.0.

La siguiente imagen muestra el log de inicio de Apache Tomcat durante el inicio y configuración del servidor Red5.

```
[INFO] [main] org.red5.server.tomcat.TomcatLoader - Setting connector: org.apache.catalina.connector.Connector
[INFO] [main] org.red5.server.tomcat.TomcatLoader - Loading tomcat context
[INFO] [main] org.red5.server.tomcat.TomcatLoader - Server root: /opt/red5
[INFO] [main] org.red5.server.tomcat.TomcatLoader - Config root: /opt/red5/conf
[INFO] [main] org.red5.server.tomcat.TomcatLoader - Application root: /opt/red5/webapps
[INFO] [main] org.red5.server.tomcat.TomcatLoader - Starting Tomcat servlet engine
[INFO] [main] org.apache.catalina.startup.Embedded - Starting tomcat server
[INFO] [main] org.apache.catalina.core.StandardEngine - Starting Servlet Engine: Apache Tomcat/6.0.18
[INFO] [main] org.apache.catalina.loader.WebappClassLoader - validateJarFile(/opt/red5/webapps/UploadFiles/WEB-INF/lib/servlet-api.jar)
- jar not loaded. See Servlet Spec 2.3, section 9.7.2. Offending class: javax/servlet/Servlet.class
Context init...
Logger name for context: whiteboard
Context logger config file: logback-whiteboard.xml
Adding logger context: whiteboard to map for context: whiteboard
[ERROR] [main] org.apache.jasper.EmbeddedServletOptions - The scratchDir you specified: /opt/red5/work/red5Engine/0.0.0.0/installer is un
usable.
[INFO] [main] org.apache.coyote.http11.Http11Protocol - Initializing Coyote HTTP/1.1 on http-5080
[INFO] [main] org.apache.coyote.http11.Http11Protocol - Starting Coyote HTTP/1.1 on http-5080
```

Ilustración 58: Log de configuración de Apache Tomcat en Red5.

Apache MINA

Red5 hace uso del framework de red Apache MINA (Multipurpose Infrastructure for Network Applications). Apache MINA es un framework *open source* desarrollado en Java. Este framework ayuda a los usuarios a crear aplicaciones con alta escalabilidad y rendimiento. MINA proporciona *APIs* unificadas de diferentes protocolos de transporte como TCP, UDP o comunicaciones serie. Así, provee tanto *APIs* de red de alto nivel como de bajo nivel. MINA es el *pegamento* entre la aplicación (ya sea un cliente o un servidor) y la capa de red subyacente, que puede estar basada en TCP, UDP, comunicación in-VM o incluso un protocolo serie RS-232C. Esto permite que sólo haya que diseñar la aplicación encima de MINA sin tener que manejar toda la complejidad de la capa de red. Una aplicación MINA está dividida en tres capas:

- **I/O Service.** Esta capa gestiona las entradas/salidas existentes.
- **I/O Filter Chain.** Esta capa filtra y/o transforma los bytes en estructuras de datos y viceversa.
- **I/O Handler.** En esta capa reside la lógica de negocio.

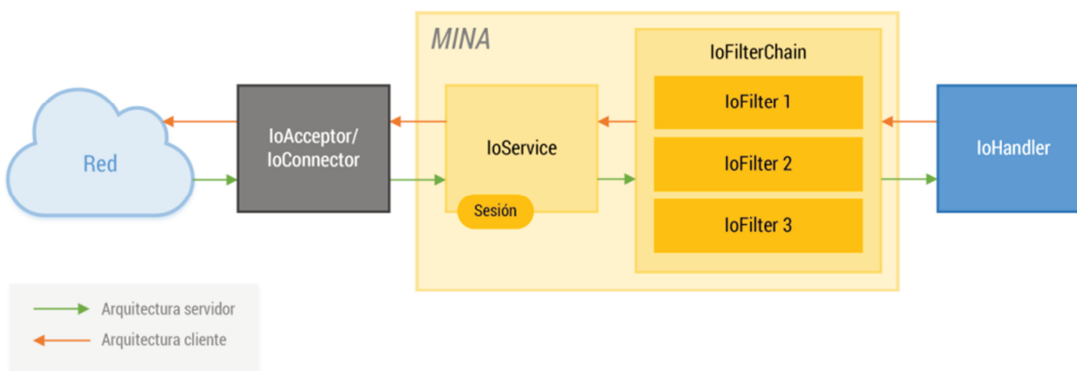


Ilustración 59: Componentes internos de Apache MINA.

La arquitectura de MINA se puede dividir en dos: arquitectura servidor y arquitectura cliente. En la **arquitectura servidor**, el servidor escucha peticiones entrantes en un puerto, las procesa y envía las respuestas. También crea y gestiona una sesión por cada cliente, independientemente del protocolo de red elegido, TCP y UDP. El componente *IoAcceptor* se encarga de escuchar por posibles

conexiones y/o paquetes. Por cada nueva conexión se crea una nueva sesión y todas las peticiones posteriores de cada combinación IP-puerto son gestionadas en la sesión. Todos los paquetes recibidos en la sesión pasan a través de la cadena de filtrado, *IoFilterChain*. Finalmente, el paquete u objeto convertido pasa al *IoHandler*, el cual es el encargado de satisfacer las necesidades de la capa de negocio.

En la **arquitectura cliente**, este se conecta al servidor, envía los mensajes y procesa las respuestas. Primeramente se crea un *IoConnector*, y lo empareja con el servidor. Tras la creación de la conexión, se crea una sesión y se asocia a la conexión. El cliente escribe en la sesión. Todos las respuestas/mensajes recibidos del servidor pasan a través de esta cadena y llega al *IoHandler*, para su procesamiento.

La siguiente imagen muestra el log de configuración de MINA durante el inicio del servidor Red5.

```
[INFO] [main] org.red5.server.net.rtmp.RTMP Mina Transport - RTMP Mina Transport bound to /0.0.0.0:1935
[INFO] [main] org.red5.server.net.rtmp.RTMP Mina Transport - RTMP Mina Transport Settings
[INFO] [main] org.red5.server.net.rtmp.RTMP Mina Transport - IO Threads: 2
[INFO] [main] org.red5.server.net.rtmp.RTMP Mina Transport - Event Threads - core: 16, max: 64, queue: 0, keepalive: 60
[INFO] [main] org.red5.server.net.rtmp.RTMP Mina Transport - TCP No Delay: true
[INFO] [main] org.red5.server.net.rtmp.RTMP Mina Transport - Receive Buffer Size: 65536
[INFO] [main] org.red5.server.net.rtmp.RTMP Mina Transport - Send Buffer Size: 271360
```

Ilustración 60: Log de configuración de Apache MINA en Red5.

Spring

Spring es un framework para el desarrollo de aplicaciones y contenedor de inversión de control, de código abierto para la plataforma Java. Sus características principales son **inyección de dependencias** y **programación orientada a aspectos**.

El objetivo principal de la inyección de dependencias es lograr un bajo acoplamiento entre los objetos de la aplicación. Con este patrón de diseño, los objetos no crean o buscan sus dependencias, sino que éstas son dadas al objeto. El contenedor, la entidad que coordina cada objeto en el sistema, es el encargado de realizar este trabajo al momento de instanciar el objeto. Se invierte la responsabilidad en cuanto a la manera en que un objeto obtiene la referencia a otro objeto. De esta manera, los objetos conocen sus dependencias por su interfaz. Así la dependencia puede ser intercambiada por distintas implementaciones a través del contenedor. En resumen, programaremos orientado a interfaces e inyectaremos las implementaciones a través del contenedor.

Por su parte, la programación orientada a aspectos (Aspect-Oriented Programming - AOP) consiste en un paradigma de programación que intenta separar las funcionalidades secundarias de la lógica de negocio (*cross-cutting concerns*). Por ejemplo los loggers, la seguridad, el manejo de transacciones, etc. son funcionalidades que atraviesan el programa en varias abstracciones de éste. Por lo tanto se corre el riesgo de caer en la repetición de código y el acoplamiento entre la lógica de negocios y la implementación de los *cross-cutting concerns*. La AOP busca modularizar estos servicios y aplicarlos de manera declarativa a los componentes que deban afectar.

La siguiente imagen muestra el log de configuración de Spring durante el inicio del servidor Red5.

```

[INFO] [main] org.springframework.context.support.FileSystemXmlApplicationContext - Bean factory for application context [org.springframe
work.context.support.FileSystemXmlApplicationContext@37f0c4d2]: org.springframework.beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory@72e0
72cb
[INFO] [main] org.springframework.beans.factory.config.PropertyPlaceholderConfigurer - Loading properties file from class path resource [
red5.properties]
[INFO] [main] org.springframework.beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory - Pre-instantiating singletons in org.springframework.
beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory@72e042cb: defining beans [placeholderConfig,red5.common,red5.core,context.loader,comcat.
server]; root of factory hierarchy
[INFO] [main] org.springframework.context.support.FileSystemXmlApplicationContext - Refreshing org.springframework.context.support.FileSy
stemXmlApplicationContext@1dc9b12c: display name [org.springframework.context.support.FileSystemXmlApplicationContext@1dc9b12c]; startup
date [Mon May 11 15:44:08 CEST 2015]; root of context hierarchy
[INFO] [main] org.springframework.context.support.FileSystemXmlApplicationContext - Bean factory for application context [org.springframe
work.context.support.FileSystemXmlApplicationContext@1dc9b12c]: org.springframework.beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory@56b9
3bd2
[INFO] [main] org.springframework.beans.factory.config.PropertyPlaceholderConfigurer - Loading properties file from class path resource [
red5.properties]
[INFO] [main] org.springframework.beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory - Pre-instantiating singletons in org.springframework.
beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory@56b93bd2: defining beans [placeholderConfig,red5.server,jmxFactory,jmxAgent,serializer,d
eserializer,statusObjectService,rtmpCodecFactory,remotingCodecFactory,videoCodecFactory,streamableFileFactory,filePersistenceThread,share
dObjectService,streamService,providerService,consumerService,BWControlService,schedulingService,warDeployService,remotingPool,remotingCli
ent,object.cache,keyframe.cache,flv.impl,flvreader.impl,mp3reader.impl,org.springframework.beans.factory.config.MethodInvokingFactoryBean
#0,org.springframework.beans.factory.config.MethodInvokingFactoryBean#1,streamExecutor,playlistSubscriberStream,clientBroadcastStream]; r
oot of factory hierarchy
[INFO] [main] org.red5.server.service.WarDeployer - War deployer service created
[INFO] [main] org.springframework.context.support.FileSystemXmlApplicationContext - Refreshing org.springframework.context.support.FileSy
stemXmlApplicationContext@6aed299a: display name [org.springframework.context.support.FileSystemXmlApplicationContext@6aed299a]; startup
date [Mon May 11 15:44:09 CEST 2015]; parent: red5.common
[INFO] [main] org.springframework.context.support.FileSystemXmlApplicationContext - Bean factory for application context [org.springframe
work.context.support.FileSystemXmlApplicationContext@6aed299a]: org.springframework.beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory@5256
6134
[INFO] [main] org.springframework.beans.factory.config.PropertyPlaceholderConfigurer - Loading properties file from class path resource [
red5.properties]
[INFO] [main] org.springframework.beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory - Pre-instantiating singletons in org.springframework.
beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory@52566134: defining beans [customEditorConfigurer,placeholderConfig,rtmpMinaConnManager,r
tmpHandler,rtmpMinaIoHandler,rtmpTransport,rtmpMinaConnection,rtmpConnManager,rtmpHandler,rtmpServlet,rtmpConnection,rtmp.server]; p
arent: org.springframework.beans.factory.support.DefaultListableBeanFactory@56b93bd2

```

Ilustración 61: Log de configuración de Spring en Red5.

Real Time Messaging Protocol (RTMP)

Este protocolo se usa para los servicios de transmisión (*streaming*), entre un programa Adobe Flash player y un servidor de archivos de audio, video y datos en Internet, ya sea el propio de Adobe (Adobe Multimedia Server) u otros servidores de terceras empresas (Wowza, Red5, etc.). Este protocolo trabaja sobre TCP y usa, por defecto, el puerto 1935, permite al cliente controlar la calidad de distribución de la transmisión y la seguridad. Fue desarrollado por Macromedia pero actualmente pertenece a Adobe.

Tras establecer una conexión TCP, se establece la conexión RTMP, que comienza con el intercambio de 3 paquetes, no del tipo RTMP, del servidor y otros 3 del cliente (denominados S0-2 y C0-2 respectivamente). De esta manera el cliente inicializa la conexión al enviar el paquete C0 con un valor constante de 0x03 indicando la versión del protocolo.

Una vez llegados a este punto, el cliente y el servidor pueden negociar la conexión mediante el intercambio de paquetes AMF (Action Message Format) que sirven para poder mandar mensajes entre nuestro cliente y servidor y que en el campo “(Object1)” contienen valores de algunas variables que son necesarias para establecer la conexión.

A continuación, el servidor le responde y se establece la conexión. Por último, para comenzar el streaming del archivo, el cliente manda la orden `createStream` seguida de un mensaje `ping` y la instrucción `play`, con el nombre del archivo como argumento. El servidor responderá entonces con una serie de comandos `onStatus` y los archivos correspondientes al video encapsulados en mensajes RTMP.

La transmisión de contenido a través de una conexión RTMP establece una sesión cifrada entre el cliente de Adobe Flash Player y el servidor multimedia para distribuir vídeo y comunicaciones en tiempo real. RTMP requiere una conexión al servidor para cada transmisión que se distribuye, por lo que en transmisiones 1 a 1 se deben establecer dos canales de transmisión, uno para cada integrante de la transmisión. Sin embargo, en la transmisión mediante HTTP no se mantiene una conexión

persistente. El vídeo se distribuye mediante una serie de solicitudes HTTP del reproductor controladas por los archivos de manifiesto.

Red5 soporta la mayoría de implementaciones de RTMP como son el propio protocolo RTMP a través del puerto 1935 y:

- RTMPT (RTMP Tunneled) a través del puerto 80. El protocolo RTMP se encapsula en peticiones HTTP para atravesar los cortafuegos.
- RTMPS (RTMP Secure) a través del puerto 443. Funciona como RTMPT pero en conexiones seguras TSL/SSL.
- RTMPE (RTMP Encrypted) a través del puerto 1935. Funciona como RTMPS sin necesidad de uso de certificados SSL, haciendo uso de algoritmos de cifrado (intercambio de claves Diffie-Hellman [Diffie+76a])

La siguiente imagen muestra el log de la configuración durante el inicio de Red5 para el protocolo RTMP a través del puerto 8088.

```
[INFO] [main] org.apache.coyote.http11.Http11NioProtocol - Initializing Coyote HTTP/1.1 on http-8088
[INFO] [main] org.apache.coyote.http11.Http11NioProtocol - Starting Coyote HTTP/1.1 on http-8088
```

Ilustración 62: Log de configuración de RTMPT en Red5.

4.2 Diseño del Sistema de escritorio (B)

En las siguientes páginas se detallará tanto el diseño de alto nivel como el diseño de bajo nivel del sistema de escritorio (sistema de control postural), detallando los módulos descritos en la Ilustración 25: Diagrama de bloques general del sistema de **tele-rehabilitación**. Las siguientes imágenes muestran el sistema de escritorio en acción con diferentes personas.



Ilustración 63: Sistema de corrección postural.

El sistema de escritorio, llamado en clave **SEV** (**S**istema de **E**valuación de la **V**erticalidad), calcula la posición del usuario en base a la posición de la cabeza y de su pelvis. El cuerpo humano se mueve a lo largo de tres planos principales [Hall07a], como se puede ver en la siguiente imagen:

- El **plano sagital** es un plano vertical que pasa desde la parte frontal del cuerpo a la parte posterior, dividiéndola en dos mitades, izquierda y derecha.
- El **plano frontal** es un plano vertical que pasa desde el extremo de un lado del cuerpo al otro, dividiendo el cuerpo en dos mitades, anterior y posterior.

- El **plano transversal** es un plano horizontal que divide el cuerpo horizontalmente en mitades superior e inferior.

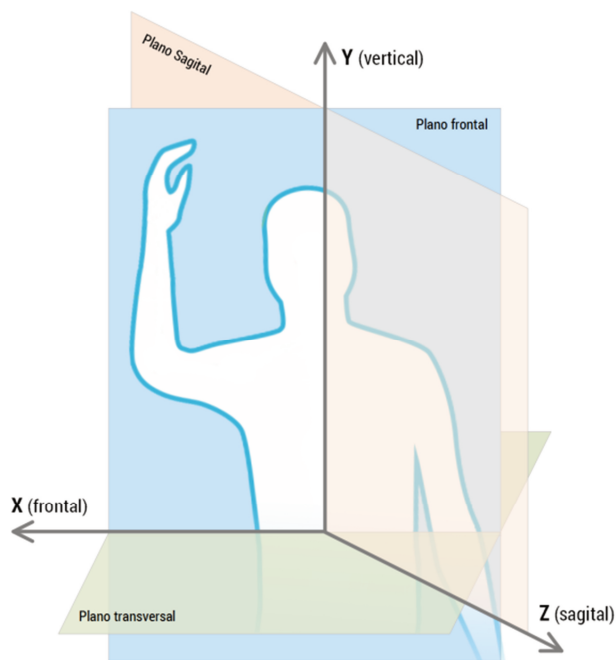


Ilustración 64: Planos y ejes del cuerpo humano.

A su vez, el cuerpo humano gira en torno a tres ejes principales [Hall07a], como se puede ver en la imagen anterior:

- **Eje frontal (eje X)**. Se ejecuta de izquierda a derecha y es perpendicular al eje vertical.
- **Eje vertical (eje Y)**. En la postura de pie, se posiciona perpendicular a la superficie de apoyo.
- **Eje sagital (eje Z)**. Se extiende desde la superficie posterior del cuerpo a la superficie frontal, y es perpendicular a los ejes X e Y.

Actualmente el sistema solo detecta posturas en el plano frontal, eje vertical y parte superior del tronco, sin tener en cuenta si el usuario está echado hacia adelante o hacia atrás. En los siguientes apartados se detallarán completamente cada uno de estos bloques y las sub-tareas que los componen. La siguiente ilustración muestra conceptualmente la lógica seguida por el sistema de control postural:

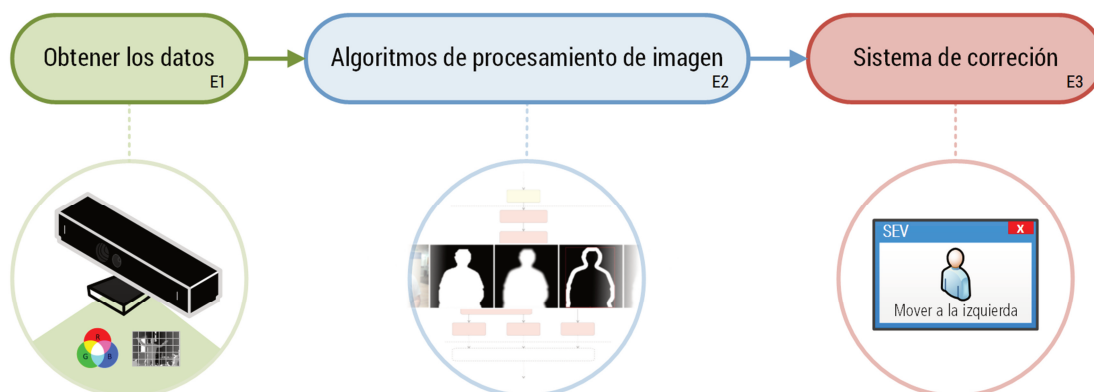


Ilustración 65: Sistema de corrección postural.

4.2.1 Diseño de alto nivel del sistema de escritorio

En este apartado se van a comentar someramente los diferentes módulos que componen el sistema de control postural. En el siguiente apartado se detallarán más en profundidad cada uno de los módulos.

El sistema se compone de tres bloques principales, cada uno encargado de realizar una tarea y ser entrada, salida o ambos de los anteriores/siguientes bloques. Estos tres bloques principales son:

- **E1 · Obtener los datos.** Este bloque obtiene los datos necesarios (imágenes en color y en profundidad) que son los datos de entrada al bloque siguiente.
- **E2 · Algoritmos de procesamiento de imagen.** Este bloque realiza los procesos necesarios a partir de los datos del bloque anterior para facilitar la obtención de la postura del paciente.
- **E3 · Sistema de corrección.** Por último, este bloque obtiene los datos generados en el bloque anterior y los procesa para notificar al paciente en tiempo real su postura y/o cambios que debe aplicar a la misma.

4.2.1.1 Obtener los datos (E1)

Este bloque lo lleva a cabo, de manera automática, la cámara con tecnología de tiempo de vuelo (ToF) elegida para la realización del estudio. En este caso se trata del modelo DepthSense DS311 de la empresa Softkinetic Inc. La siguiente tabla muestra las características principales de la cámara DepthSense® 311.

Tabla 23: Características principales de la cámara ToF DS311.

Características	Valor
Distancia del campo de visión (H × V × D)	57.3° × 42° × 73.8°
Resolución de profundidad	QQVGA
Ratio de imágenes	25–60 fps
Rango de operativa nominal	15 cm–1 m & 1.5 m–4.5 m
Ruido de profundidad	<3 cm @ 3 m
Tipo de iluminación	LED
Resolución RGB	VGA
Campo de visión RGB (H × V × D)	50° × 40° × 60°
Captura de imágenes de fase	500/s.
Modulación de luz infrarroja	14 – 16 MHz




Como se ha comentado anteriormente, la cámara obtiene la imagen RGB y la imagen de profundidad simultáneamente, lo que hace que el procesamiento posterior se beneficie de esto evitando procesamientos adicionales y permitiendo un resultado más rápido; hecho demandado, ya que la aplicación debe ejecutarse en tiempo real o de lo contrario no tendría sentido para el usuario final. La siguiente imagen muestra el proceso previo al módulo de procesamiento de las imágenes.

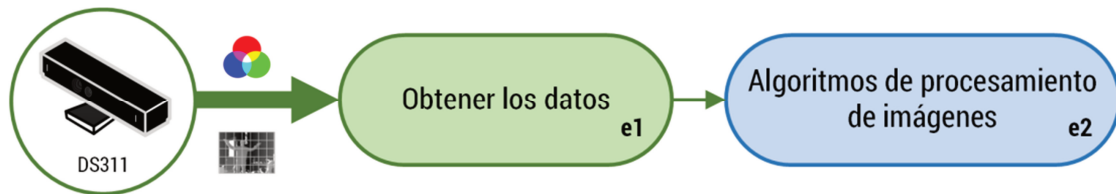


Ilustración 66: Bloque 1 - Obtener datos.

4.2.1.2 Algoritmo de procesamiento de imágenes (E2)

Este módulo es el encargado de procesar las imágenes obtenidas en el primer módulo y realizar las acciones pertinentes para, finalmente, permitir al sistema de control de la verticalidad actuar correctamente (último módulo). Para esto, este módulo está dividido en varios sub-módulos, explicados brevemente a continuación (en el apartado de bajo nivel se detallarán en profundidad cada uno de estos sub-módulos):

- **Eliminar la imagen de fondo.** Mediante este sub-módulo se obtiene la parte de la imagen requerida para posteriormente realizar los siguientes procesos. Tras aplicar los métodos necesarios, se obtiene una máscara binaria, la cual se utilizará durante todo el proceso hasta el final. Esta máscara contiene la silueta del usuario, la cual permite obtener los elementos de interés como son la cabeza y la pelvis, elementos utilizados en el cálculo de la posición del usuario.
- **Mejorar la imagen.** Una vez obtenida la máscara binaria es necesario realizar una serie de procesos para mejorar esta imagen de cara a garantizar unos mejores resultados a la hora de aplicar los algoritmos siguientes. Para esto se ha utilizado un filtro Gaussiano que ayuda a suavizar la imagen, reduciendo el posible ruido y/o efectos espurios que pueden presentarse. La aplicación del filtro Gaussiano es necesario si se quiere aplicar posteriormente un detector de bordes, ya que así se evitan posibles detecciones erróneas.
- **Obtención del contorno.** Esta operación es necesaria debido a los algoritmos posteriores aplicados para la detección de la cabeza y la pelvis. Se ha aplicado el Algoritmo de Histéresis sobre la máscara binaria, obteniendo el contorno de la forma. Este es el paso previo a la obtención de los puntos básico de la cabeza y la pelvis, necesarios para su posterior uso en el algoritmo de posicionamiento.
- **Calcular las partes necesarias.** Una vez obtenido el contorno de la máscara binaria, se ha aplicado la Transformada de Hough, tanto a nivel de línea como a nivel de círculo. La Transformada de Hough para la detección de líneas se ha usado para obtener la posición aproximada de la pelvis, obteniendo los límites del tronco del usuario. La cabeza, por su

parte se ha obtenido aplicando la Transformada de Hough circular, obteniendo la posición aproximada de la cabeza.

Una vez obtenidas las posiciones de los elementos clave, la cabeza y la pelvis, es momento de proceder con el algoritmo de corrección postural. La siguiente imagen muestra los diferentes submódulos y el orden seguido dentro del módulo Algoritmo de procesamiento de imágenes.

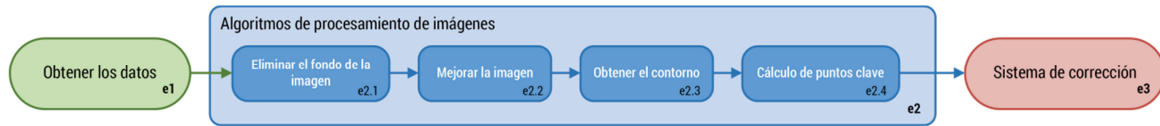


Ilustración 67: Bloque 2 - Algoritmo de procesamiento de imágenes.

4.2.1.3 Sistema de corrección (E3)

Este módulo se encarga de analizar la posición del usuario durante la sesión física tanto en su hogar como en el centro médico. Como en el caso anterior, este módulo está compuesto por varios submódulos, los cuales explicaré brevemente a continuación:

- **Calcular ángulos.** El algoritmo utilizado en el cálculo de ángulos obtiene el ángulo relativo entre la posición actual de la cabeza y la pelvis respecto a la vertical óptima entre la cabeza y la pelvis. El profesional puede establecer un umbral, mediante el archivo de configuración del sistema, a partir del cual determinar si una postura es correcta o no.
- **Aplicar y mostrar correcciones.** Los ángulos obtenidos son traducidos a un lenguaje comprensible por el usuario, en este caso frases breves que le indiquen lo que debe hacer. Así, el sistema permite establecer rangos para notificar diferentes mensajes. Actualmente el sistema tiene dos rangos definidos a partir del umbral definido previamente por el profesional: moverse un poco hacia derecha o izquierda, o moverse hacia derecha o izquierda. Junto con esto se ha definido el mensaje de postura correcta, en base al umbral definido por el profesional.

Además, para aquellas personas que tengan déficit visual, junto con el mensaje de texto, el sistema reproduce el mensaje mediante audios grabados. Se ha elegido la opción de reproducir un audio en lugar de usar un sintetizador de audio (*Text To Speech - TTS*) ya que el audio que generan los TTS es poco humano y bastante robotizado, lo que puede provocar rechazo por parte de las personas. Además, los sistemas TTS que ofrecen mayor calidad final suelen tener precios altos que, para este sistema, no justificaría el sobrecosto asociado.

La siguiente imagen muestra los submódulos que componen el módulo del sistema de corrección. Como se ve en el diagrama, el sistema está en bucle durante el tiempo que el usuario permanece haciendo uso del sistema

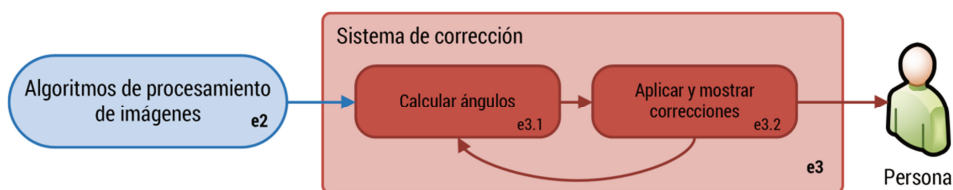


Ilustración 68: Bloque 3 - Sistema de corrección.

4.2.2 Diseño de bajo nivel del sistema de control postural

Una vez conocidos los módulos que componen el sistema de control postural por parte del lector, es momento de detallarlos en profundidad para tener una idea completa de este sistema. Así se detallaran todos los sub-módulos incluidos en cada módulo del sistema de corrección global, desde la obtención de las imágenes a los mensajes finales mostrados al usuario.

4.2.2.1 Obtener los datos (E1)

Este módulo es el encargado de obtener los datos que serán usados por el siguiente módulo, el de los algoritmos de procesamiento. La cámara DepthSense® 311 obtiene simultáneamente tanto la imagen de color como la imagen de profundidad.

La imagen RGB es la que se le muestra al usuario, mientras que la unión de la imagen de profundidad y la RGB sirve para, posteriormente, detectar los elementos necesarios a la hora de llevar a cabo el control postural. La siguiente imagen (*ver Ilustración 69*) muestra los diferentes sub-módulos que componen este módulo.

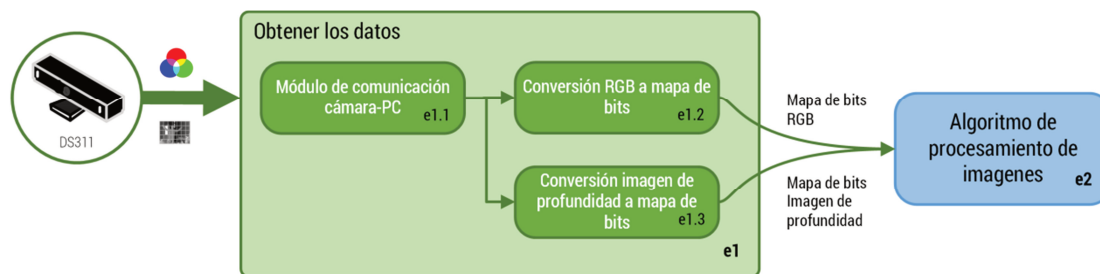


Ilustración 69: Diagrama de bloques del módulo Obtener los datos (E1).

A continuación se detallarán los tres sub-módulos (módulo de comunicación cámara-PC, conversión RGB a mapa de bits y conversión de imagen de profundidad a mapa de bits) incluidos en el módulo Obtener los datos (E1).

Módulo de comunicación cámara-PC (E1.1)

La cámara DS311 hace uso de un sensor tipo APS (Active Pixel Sensor) basado en la tecnología CMOS para la obtención de las imágenes RGB. En sensores de tipo CMOS (en los sensores de tipo CCD de igual manera), el principio físico bajo el cual se transforma luz en una señal eléctrica es el efecto fotoeléctrico. En él, la luz incidente sobre un material puede extraer electrones de los átomos.

El proceso de adquisición de imágenes se puede separar en los siguientes pasos: generación de la carga, recolección de la carga, lectura de la carga.

En los dispositivos CMOS [Weste+85a] se realiza la lectura de la carga en cada pixel, por lo tanto, no se realiza movimiento de la carga acumulada como sí se hace en los dispositivos CCD. Los voltajes medidos en cada pixel son movidos por registros de desplazamiento en un esquema similar al movimiento de cargas de un CCD [Boyle+74] y edición de la carga. La carga acumulada tras la exposición a la luz, se transforma en un nivel analógico de voltaje. Esto se realiza en cada pixel, usando un transistor CMOS para acarrear la carga acumulada en la juntura $n-p$ hacia un condensador. La señal de voltaje se conecta a una configuración *buffer* para aislar el proceso de las etapas posteriores. En el caso de la cámara DS311 hace uso de píxeles activos.

Conversión RGB a mapa de bits (E1.2)

Mediante este sub-módulo, el sistema obtiene la imagen en formato RGB con resolución 640 x 480 (VGA) de la cámara y la convierte a un `byte[]` para poder manipularla apropiadamente. Para ello, el sistema obtiene la imagen mediante el método `copyRawImage(...)`, ofrecido por la SDK que acompaña a la cámara. Mediante el método `Bitmap.LockBits` se acelera el proceso interno para trabajar con `byte[]`, necesario para garantizar una respuesta rápida.

Conversión imagen de profundidad a mapa de bits (E1.3)

Este sub-módulo actúa de igual forma que en el sub-módulo anterior, pero en este caso para la imagen de profundidad. La imagen a convertir, en este caso, es de 160 x 120 pixeles (QQVGA), ya que ese es el tamaño del mapa de profundidad ofrecido por la cámara DS311.

4.2.2.2 Algoritmo de procesamiento de imágenes (E2)

El sistema de procesamiento de imágenes se compone de cuatro módulos principales a saber: eliminar el fondo de la imagen, mejorar la imagen, obtener el contorno y calcular los puntos clave, cada uno de ellos con diferentes sub-módulos (11 en total) que se realizan de manera secuencial y cuyas salidas son las entradas al módulo siguiente.

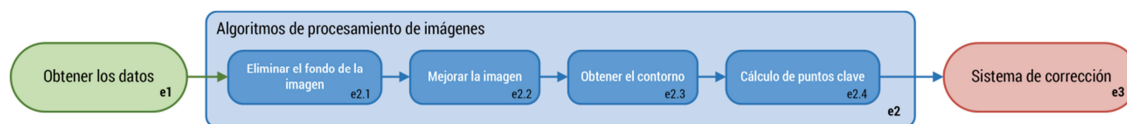


Ilustración 70: Diagrama de bloques del módulo Algoritmos de procesamiento de imágenes.

A continuación se detalla cada módulo principal y los sub-módulos que lo componen, siendo estos los siguientes: eliminar el fondo de la imagen, mejorar la imagen, obtener el contorno y finalmente cálculo de puntos clave.

Eliminar el fondo de la imagen (E2.1)

Este módulo se encarga de realizar el paso previo de eliminación del fondo de la imagen, quedándose únicamente con la imagen del usuario. En este caso, se hace uso tanto de la imagen RGB como de la imagen de profundidad, lo que facilita y agiliza este proceso. En concreto se hace uso de los `byte[]` obtenidos en el módulo Obtener los datos (E1) descrito anteriormente. Así, este módulo se compone de dos sub-módulos: obtener primer plano y generar Trimap, y aplicar filtro Bilateral. A continuación se detallan los dos sub-módulos que componen este módulo.

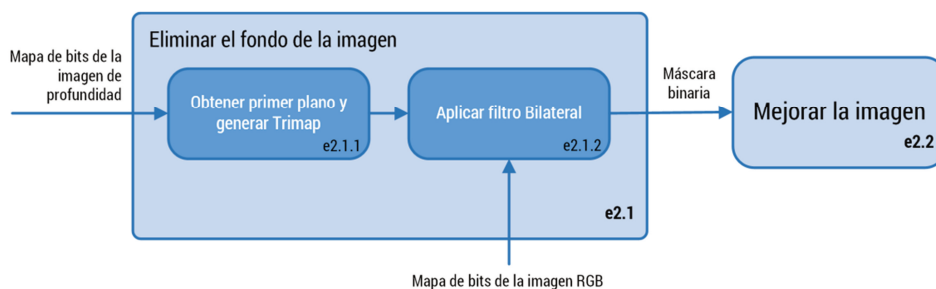


Ilustración 71: Diagrama de bloques del módulo de eliminación del fondo.

Obtener primer plano y generar Trimap (E2.1.1)

Para separar el primer plano del fondo, se ha definido un plano de umbrales. A cada píxel de la imagen RGB se le asigna una probabilidad de pertenecer al primer plano en base al mapa de profundidad asociado.

Se han tenido en cuenta tres posibles valores de probabilidad (*ver Ilustración 72, imagen (c)*): píxeles con profundidad dentro del umbral presentan una alta probabilidad (color azul), píxeles fuera del umbral presentan una probabilidad cercana a cero (color rojo), y píxeles sin valor de profundidad presentan una baja probabilidad (color negro).

Después de la asignación, por cada píxel con probabilidad de ser primer plano, se estima el valor más probable de que sea primer plano realmente en base a los píxeles adyacentes, mediante la siguiente ecuación:

$$P_{FG} (C_i | Z_i \in N_i) \approx \frac{1}{K_i} \sum_{j \in N_i} w_{ij} P_{FG} (C_j | Z_{umbral}) \quad (59)$$

donde

- C_i es un píxel de color.
- Z_i es la medida de profundidad asociada.
- N_i es el píxel vecino a i .
- w_{ij} es el peso del píxel j con respecto a i .
- K_i es un factor de normalización igual a la suma de todos los pesos.

De esta forma se obtiene un Trimap con valores de profundidad y primer plano definitivos y valores difusos, que pueden pertenecer o bien al fondo o bien al primer plano. Estos valores difusos se tratarán en el siguiente sub-módulo, Aplicar filtro Bilateral Cruzado (E2.1.2).

Las siguientes cuatro imágenes muestran el proceso seguido hasta la obtención del Trimap final.

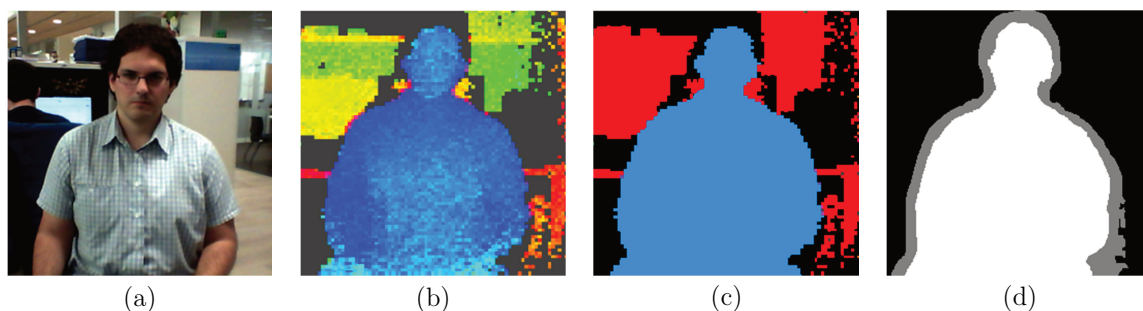


Ilustración 72: (a) Imagen RGB; (b) Mapa de profundidad; (c) Mapa preliminar con colores azul, rojo y negro; (d) Trimap final.

Aplicar filtro Bilateral (E2.1.2)

El paso anterior, e2.1.1 Obtener primer plano y generar Trimap, genera un Trimap con tres posibles valores por cada píxel: primer plano, fondo o incierto. Para aquellos píxeles en los cuales la probabilidad de ser o no primer plano está difusa, se ha aplicado el filtro Bilateral en el mapa generado con la imagen RGB como imagen guía.

El filtro bilateral [Tomasi+98a] es un filtro no lineal, preservador de bordes y de reducción de ruido y suavizado de imágenes. El valor de intensidad en cada píxel de la imagen es reemplazado por una media ponderada de los valores de intensidad de los píxeles cercanos. El filtro bilateral se define como:

$$I^{\text{filtrada}}(x) = \frac{1}{W_p} \sum_{x_i \in \Omega} I(x_i) f_r(\|I(x_i) - I(x)\|) g_s(\|x_i - x\|) \quad (60)$$

donde:

- I^{filtrada} es la imagen filtrada.
- I es la imagen de entrada original para ser filtrada.
- x son las coordenadas del píxel a filtrar.
- Ω se centra en la ventana x .
- f_r es el núcleo gama para suavizar las diferencias en las intensidades.
- g_s es el núcleo espacial para suavizar las diferencias de coordenadas.
- W_p es el término normalización cuyo valor se calcula en base a la siguiente ecuación:

$$W_p = \sum_{x_i \in \Omega} f_r(\|I(x_i) - I(x)\|) g_s(\|x_i - x\|) \quad (61)$$

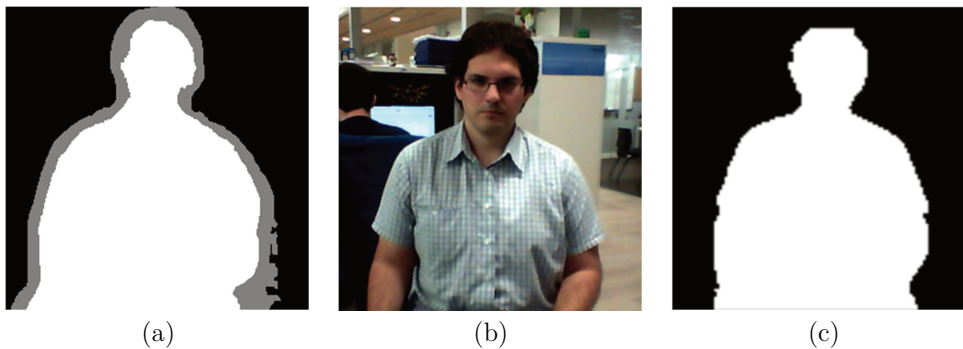


Ilustración 73: (a) Trimap final; (b) Imagen RGB; (c) Máscara final del usuario.

Mejorar la imagen (E2.2)

Una vez obtenida la máscara binaria, es necesario realizar unos ajustes previos para favorecer la correcta aplicación del resto de algoritmos necesarios para la obtención tanto de la posición final de la cabeza como de la pelvis, en este caso mejorando la imagen mediante un suavizado de la misma.

A continuación se detallan los sub-módulos que componen este módulo (convertir la máscara binaria y aplicar filtro Gaussiano).

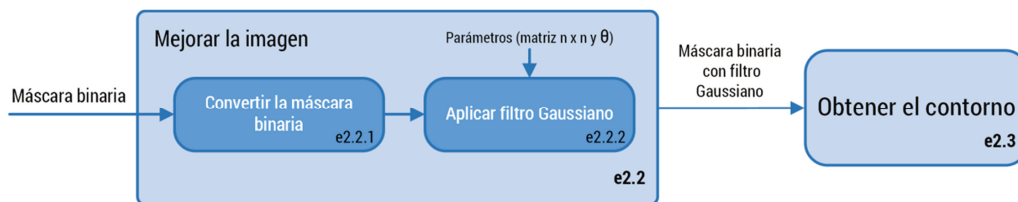


Ilustración 74: Diagrama de bloques del módulo mejorar la imagen.

Convertir la máscara binaria (E2.2.1)

Este sub-módulo tiene como entrada la máscara binaria obtenida en el paso anterior, que es a su vez la entrada del sub-módulo siguiente, Aplicar filtro Gaussiano. El filtro Gaussiano se ha implementado haciendo uso de un `BufferedImage`, por lo que es necesario hacer una conversión de la máscara binaria que está en un `byte[]` a `BufferedImage`. Para esto se ha hecho uso de la clase `ImageIO` que implementa esta funcionalidad requerida.

Aplicar filtro Gaussiano (E2.2.2)

A la máscara se le ha aplicado un filtro de suavizado Gaussiano [Lee83], filtro en el dominio del espacio y en concreto del tipo lineal. El filtro lineal se caracteriza por el hecho de que el resultado de cada píxel se obtiene como combinación lineal de sus vecinos.

A continuación se presenta un ejemplo de uso de la matriz de convolución de tamaño 5x5 utilizada en la aplicación del filtro Gaussiano

Tabla 24: Ejemplo de aplicación de la matriz de convolución 5x5.

35	40	41	45	50	X	2	4	5	4	2	=	715	1597	2060	1597	715
40	40	42	46	52		4	9	12	9	4		738	1646	2122	1646	738
42	46	50	55	55		5	12	15	12	5		848	1897	2447	1897	848
48	52	56	58	60		4	9	12	9	4		936	2094	2700	2094	936
56	60	65	70	75		2	4	5	4	2		1107	2474	3190	2474	1107

Para aplicar un filtro se multiplica el entorno de cada píxel (sub-matriz $n \times n$) por una máscara que contiene los pesos de cada píxel del entorno con que se pondera la media. La media ponderada será el nuevo valor del píxel cuyo entorno se operaba.

Esto es equivalente a convolucionar la imagen original por una máscara (sub-matriz $n \times n$) que contiene los pesos con que cada vecino del entorno contribuye al resultado final, o valor del píxel en la imagen filtrada. Un desenfoco Gaussiano es el resultado de difuminar una imagen por una función Gaussiana. La ecuación que define el desenfoco Gaussiano en dos dimensiones es la siguiente:

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \tag{62}$$

$$G(x, y) = \left(\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \right) \left(\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{y^2}{2\sigma^2}} \right)$$

donde:

- x es la distancia desde el origen en el eje horizontal.
- y es la distancia desde el origen en el eje vertical.
- σ es la desviación estándar de la distribución Gaussiana.

Las siguientes imágenes muestran el resultado final de la obtención de la posición de la cabeza tras aplicar diferentes valores de σ al filtro Gaussiano:

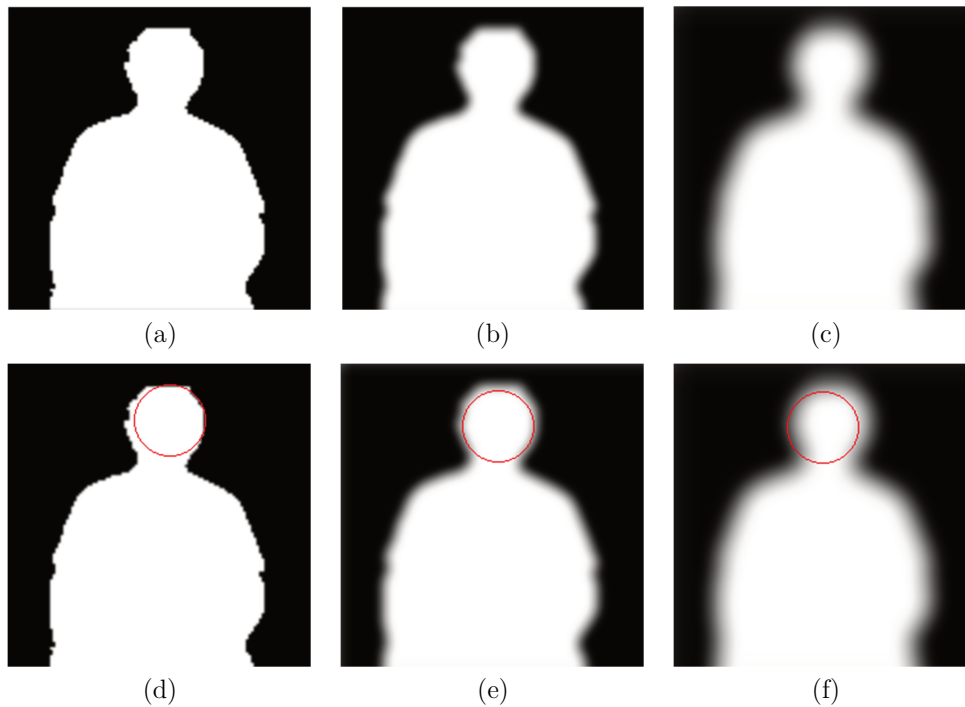


Ilustración 75: (a) Máscara sin filtro Gaussiano; (b) Máscara con filtro Gaussiano ($\sigma = 10$); (c) Máscara con filtro Gaussiano ($\sigma = 20$); (d) Error en la detección de la cabeza sin aplicar filtro Gaussiano; (e) Detección correcta de la cabeza con filtro Gaussiano ($\sigma = 10$); (f) Error en la detección de la cabeza con filtro Gaussiano ($\sigma = 20$).

Obtener el contorno (E2.3)

Antes de proceder con la obtención de la posición de la cabeza y de la pelvis, es necesario obtener el contorno de la máscara para poder aplicar el algoritmo de Histéresis, ya que de lo contrario los resultados obtenidos no serían satisfactorios.

A continuación se detallarán los dos sub-módulos que componen este módulo, obtener la máscara binaria suavizada y aplicar el algoritmo de Histéresis.

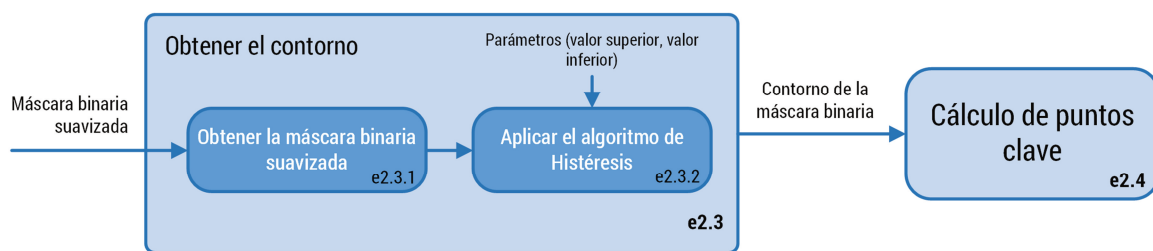


Ilustración 76: Diagrama de bloques del módulo Obtener el contorno.

Obtener la máscara binaria suavizada (E2.3.1)

Para la implementación que se ha hecho del algoritmo de Histéresis es necesario convertir el formato de la máscara binaria suavizada obtenida en el paso anterior. Así pues, hay que convertir de `byte[]` a `int[]`. Para esto se ha hecho uso de la función `PixelGrabber.getPixels()` con un `cast` a `int[]`. De esta forma se está en disposición de aplicar el algoritmo de Histéresis para la obtención del contorno.

Aplicar el algoritmo de Histéresis (E2.3.2)

El algoritmo de Histéresis [Enrich78] hace uso de dos umbrales, T_1 y T_2 , donde el primero es mayor que el segundo, $T_1 > T_2$. A cada píxel $P(x, y)$ se le aplican las siguientes condiciones:

- Si el valor del píxel está por debajo de T_1 , se le aplica un valor de 0.
- Si el valor del píxel está por encima del valor T_2 , se le aplica un valor de 1.
- El resto de píxeles se les aplica un valor de 1 si está conectado en 4 las direcciones a un valor de 1, 0 en otro caso.

Este algoritmo conecta regiones donde todos los valores de la imagen son más brillantes que el umbral superior T_2 , pero que contienen al menos un píxel más brillante que el umbral inferior T_1 . La siguiente imagen muestra el algoritmo de Histéresis con diferentes valores para los umbrales (alto y bajo):

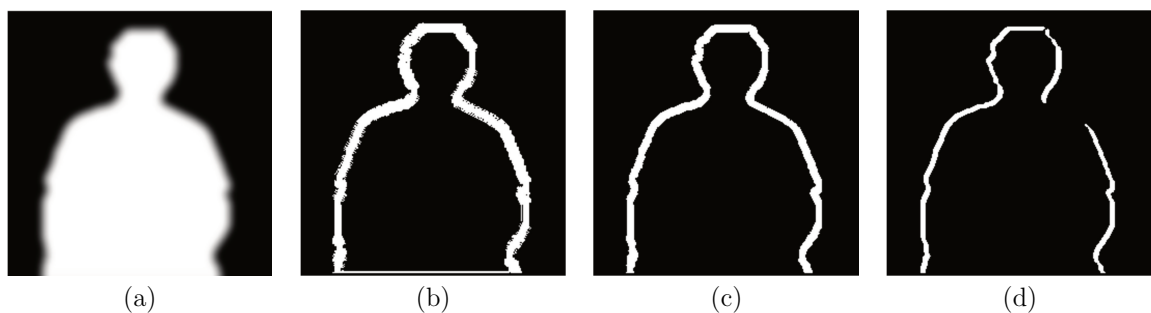


Ilustración 77: (a) Máscara binaria suavizada como entrada; (b) Contorno de la máscara con umbrales 1 y 50; (c) Contorno de la máscara con umbrales 50 y 100; (d) Contorno de la máscara con umbrales 100 y 150.

Se han elegido como valores de umbral 50 y 100, ya que valores menores dan una detección deficiente con ruido en la imagen y valores superiores a estos dan como resultado un borde incompleto, como se puede apreciar en la Ilustración 77.

Cálculo de puntos clave (E2.4)

Una vez calculado el contorno de la máscara mediante el algoritmo de Histéresis, es momento de obtener la posición de las dos partes principales a usar en el algoritmo de análisis vertical, como son la cabeza y la pelvis.

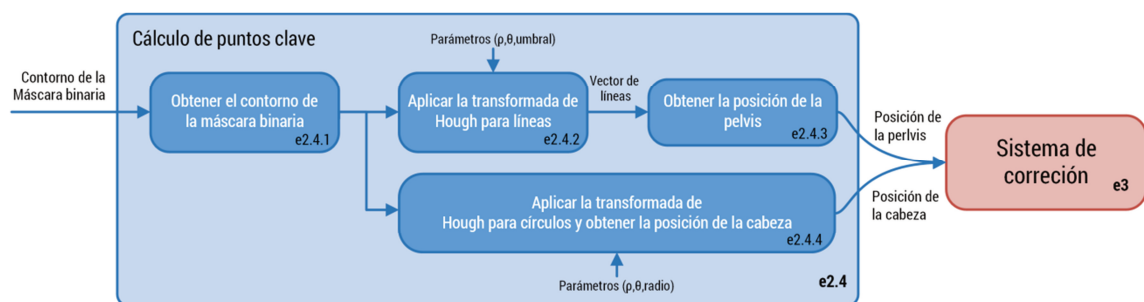


Ilustración 78: Diagrama de bloques del módulo Cálculo de puntos clave.

A continuación se detallarán cada uno de los sub-módulos que componen este módulo (obtener el contorno de la máscara binaria, aplicar la transformada de Hough para líneas, aplicar la transformada de Hough para círculos y obtener la posición de la cabeza, y por último, obtener la posición de la pelvis).

Obtener el contorno de la máscara binaria (E2.4.1)

Los datos del contorno de la máscara obtenido se han almacenado en un `int[]`, y la transformada de Hough se ha implementado haciendo uso de un `int[]`, por lo que no es necesario realizar ninguna transformación de valores. En este caso, y debido a que hay que realizar dos transformadas de Hough, una para detectar líneas y la otra para detectar círculos, se ha clonado la información del contorno de la máscara para así poder proceder en paralelo, mediante hilos de ejecución, y detectar la cabeza y la pelvis a la vez.

Aplicar la transformada de Hough para líneas (E2.4.2)

La transformada de Hough (Hough Transform – HGT) [Duda+72a] es una técnica utilizada para aislar características de forma particular dentro de una imagen. La extracción de información de las imágenes a través del procesamiento digital constituye hoy en día un inmenso campo de estudio e investigación en diversas disciplinas con múltiples aplicaciones.

En este sentido, fotogrametristas, matemáticos, físicos, informáticos y demás, continúan investigando en cuestiones que van, desde la aplicación de simples filtros lineales, hasta la automatización del reconocimiento semántico de objetos. No obstante, ha sido la disciplina de la Visión Computacional donde se han conseguido los mayores logros, de hecho, la detección automática de características sobre imágenes tiene aquí una dilatada tradición y cuenta con multitud de métodos para tal propósito. Desafortunadamente, a pesar de la gran proliferación de métodos, no existe un ‘método universal’ para la detección automática de características, sino que serán los requerimientos del propio problema los que nos obligarán a desarrollar y personalizar nuestro método.

Una imagen contiene una gran cantidad de datos, la mayoría de los cuales, proporciona muy poca información para interpretar la escena. Un sistema que incorpore visión artificial debe, en un primer paso, extraer de la forma más eficaz y robusta posible determinadas características que proporcionen la máxima información posible. Estas características deben cumplir, entre otras, las siguientes condiciones:

- Su extracción a partir de la imagen no debe suponer un coste excesivo al sistema en el cual está integrado. El tiempo total de extracción debe ser lo más pequeño posible.
- Su localización debe ser muy precisa. El error cometido en la estimación de las características también debe ser lo más pequeño posible.
- Deben ser robustas y estables. Deberían permanecer a lo largo de una secuencia.
- Contendrán la máxima información posible de la escena, es decir, debemos ser capaces de extraer información de tipo geométrico a partir de ellas.

La idea básica es encontrar curvas que puedan ser parametrizadas como líneas rectas, polinomios y círculos. Se puede analíticamente describir un segmento de línea en varias formas. Considérese un punto (x_i, y_i) y la ecuación general de una recta en forma explícita

$$y_i = ax_i + b \tag{63}$$

donde:

- a es la pendiente.
- b es la intersección con el eje y .

A través de (x_i, y_i) pasan un número infinito de líneas, pero todas ellas satisfacen la ecuación (63) para diversos valores de a y b . Sin embargo, escribiendo esta ecuación como $b = -x_i a + y_i$ y considerando el plano ab se obtiene la ecuación de una única línea para un par determinado (x_i, y_i) . Además, un segundo punto (x_j, y_j) también tiene una línea en el espacio parámetro asociado con él, y esta línea corta a la línea asociada con (x_i, y_i) en (a', b') , donde a' es la pendiente y b' la ordenada en el origen de la línea que contiene a (x_i, y_i) y (x_j, y_j) en el espacio xy . De hecho, todos los puntos contenidos en esta línea tienen líneas en el espacio parámetro que corta a (a', b') .

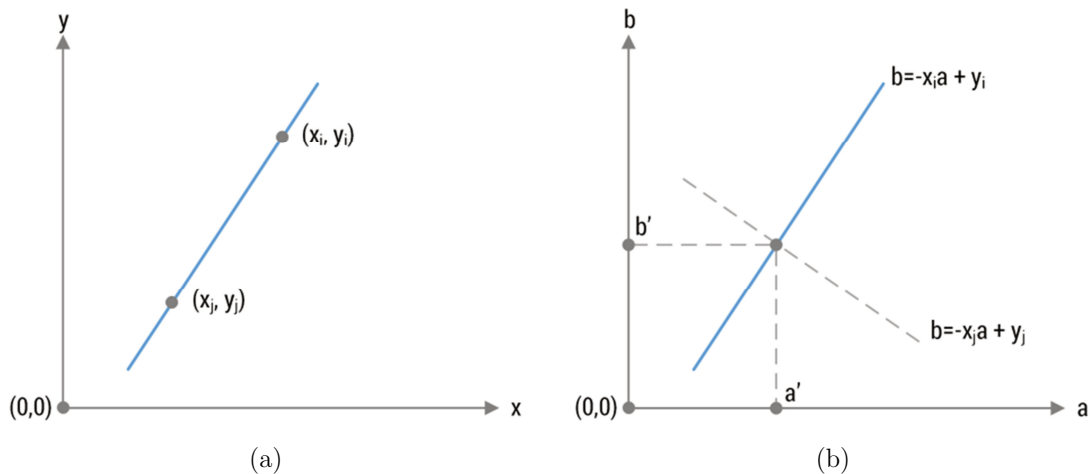


Ilustración 79: (a) Plano xy ; (b) Espacio parámetro.

El atractivo del cálculo de la transformada de Hough surge de la subdivisión del espacio parámetro en las denominadas células acumulador donde (a_{\max}, a_{\min}) y (b_{\max}, b_{\min}) son los rangos esperados de los valores de la pendiente y ordenada. La célula de coordenadas (i, j) , con valor de acumulador $A(i, j)$, corresponde al cuadrado asociado con las coordenadas del espacio parámetro (a_i, b_j) . Inicialmente estas células están puestas a cero. Después, para cada punto (x_k, y_k) del plano imagen, se fija el parámetro a igual a cada uno de los valores permitidos de subdivisión sobre el eje xy y se resuelve para el b correspondiente utilizando la ecuación:

$$b = -x_k a + y_k \tag{64}$$

Las b resultantes se redondean después al valor más próximo permitido del eje x . Si una elección de a_p resulta ser la solución b_q , se fija $A(p, q) = A(p, q) + 1$. Al final de este procedimiento, un valor de M en $A(i, j)$ corresponde a M puntos del plano xy situados en la línea $y = -a_j x + b_j$. La precisión de la co-linealidad de estos puntos está determinada por el número de subdivisiones del plano ab . Un problema que aparece al utilizar la forma explícita de la recta para representarla es que tanto la pendiente como la ordenada en el origen tienden al infinito cuando la línea se acerca a la vertical. Una forma de evitar esta dificultad es utilizar la notación paramétrica o normal de la recta:

$$\rho = x \cdot \cos(\theta) + y \cdot \sin(\theta) \tag{65}$$

donde:

- x e y son las coordenadas del plano imagen.
- ρ es la longitud de una normal desde el origen hasta la línea.
- θ es el ángulo del vector desde el origen al punto más cercano.

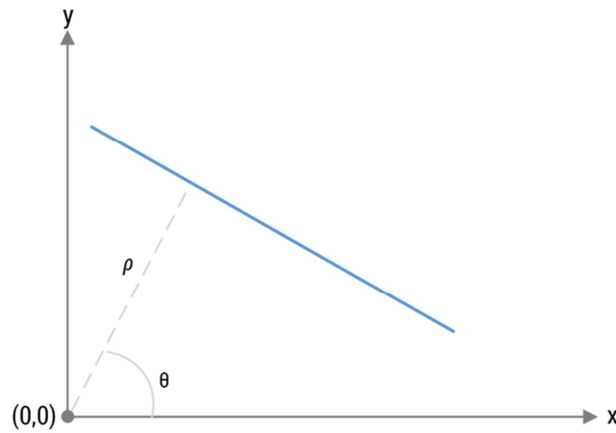


Ilustración 80: Representación normal de una recta.

El espacio paramétrico discretizado se representa por una estructura rectangular de celdas, llamada acumulador cuya dimensión es igual al número de parámetros desconocidos del problema y cuyos elementos son las celdas acumuladoras $A(\rho_i, \theta_i)$, las cuales son los rangos esperados de (ρ, θ) . A modo de ejemplo, para detectar la existencia de una recta de la forma $y = mx + n$, la dimensión del acumulador sería dos, ya sea su representación en coordenadas cartesianas (m, n) o en coordenadas polares (ρ, θ) , son desconocidos. Las dos dimensiones del acumulador corresponden a los valores cuantificados para (ρ, θ) .

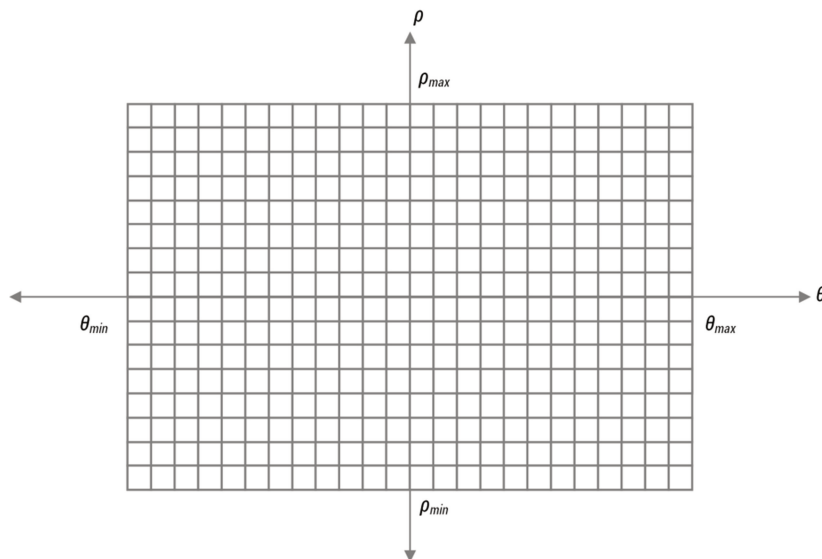


Ilustración 81: Celdas acumuladoras en el espacio $\rho\theta$.

Cada celda del acumulador representa una figura cuyos parámetros se pueden obtener a partir de la posición de la celda. Por cada punto en la imagen, se buscan todas las posibles figuras a las que puede pertenecer ese punto.

Esto se logra buscando todas las posibles combinaciones de valores para parámetros que describen la figura (los posibles valores se obtienen a partir del acumulador). Si es así, se calculan los parámetros de esa figura, y después se busca la posición en el acumulador correspondiente a la figura

definida, y se incrementa el valor que hay en esa posición. Las figuras se pueden detectar buscando las posiciones del acumulador con mayor valor (máximos locales en el espacio del acumulador).

La forma más sencilla de encontrar estos picos es aplicando alguna forma de umbral, pero distintas técnicas podrían dar mejores resultados en distintas circunstancias, determinando dónde se encuentran las figuras y cuántas hay.

Por los errores que se pueden cometer detectando bordes, existirán imperfecciones en el espacio acumulador, lo que puede hacer que no sea trivial en encontrar los picos correctos y por tanto las figuras apropiadas.

A continuación se muestra un pseudocódigo de cómo debería funcionar el algoritmo para detectar rectas en una imagen

```

por cada punto en la imagen:
    si el punto  $(x,y)$  está en un borde:
        por todos los posibles ángulos  $\theta$ :
            calcular  $\rho$  para el punto  $(x,y)$  con un ángulo  $\theta$ 
            incrementar la posición  $(\rho,\theta)$  en el acumulador
buscar las posiciones con los mayores valores en el acumulador
devolver las rectas cuyos valores son los mayores en el acumulador
    
```

Las siguientes imágenes muestran la aplicación de la HGT con diferentes valores de umbral. Se puede observar cómo afecta a la detección de las rectas el radio mínimo y máximo del umbral: a mayores umbrales, la detección de las líneas se vuelve errónea.

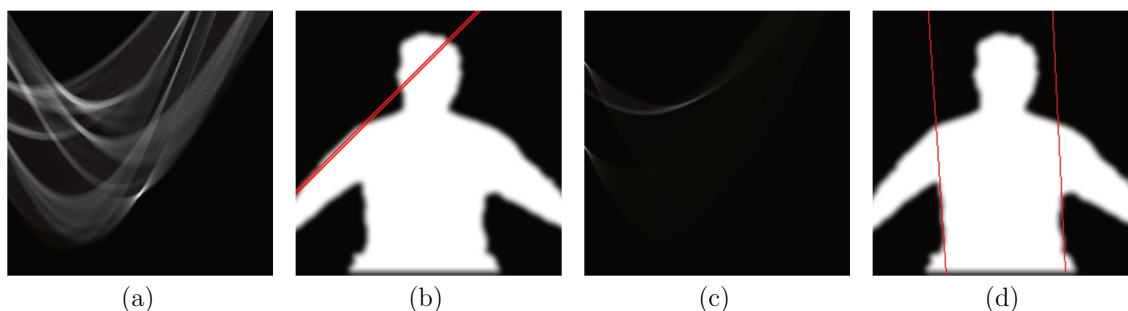


Ilustración 82: HGT con $r_{\max} = 50$ y $r_{\min} = 100$; (b) Detección errónea del tronco ($r_{\max} = 50$ y $r_{\min} = 100$); (c) HGT con $r_{\max} = 10$ y $r_{\min} = 50$; (d) Detección correcta del tronco ($r_{\max} = 10$ y $r_{\min} = 50$).

Obtener la posición de la pelvis (E2.4.3)

Una vez obtenida las dos rectas que delimitan el tronco del usuario, para calcular la posición aproximada de la pelvis, basta con calcular el punto medio entre las dos rectas. Para ello primero hay que calcular la recta que pasa por las dos rectas, tras lo cual, el punto medio de esa recta será la posición aproximada de la pelvis.

Ya que las rectas obtenidas no siempre son paralelas, se ha seguido el siguiente algoritmo para rectas que se cortan (no en el infinito):

1. Hallar un punto genérico P de la recta r.
2. Hallar un punto Q genérico de la recta r'.
3. Construir un vector con los puntos P y Q.

4. Imponer que el \overline{PQ} sea perpendicular a las dos rectas, r y r' , y por lo tanto, los productos escalares por sus vectores de dirección deben dar cero.
5. Queda un sistema de dos ecuaciones con dos incógnitas. Al resolverlo se hallan los puntos P y Q que están sobre la perpendicular.
6. La distancia entre las dos rectas que se cruzan es la distancia entre P y Q y la perpendicular común es la recta que pasa por P y Q .

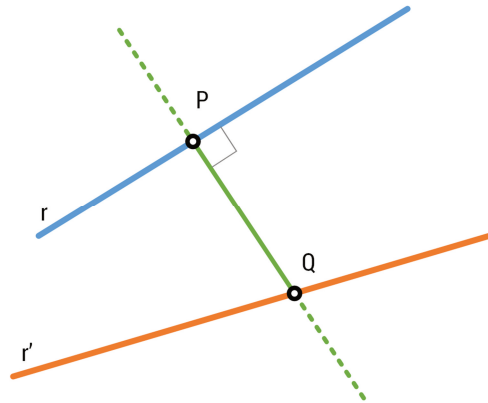


Ilustración 83: Distancia entre dos rectas.

Las siguientes imágenes muestran la obtención de la posición de la pelvis a partir de las rectas obtenidas en el paso anterior.

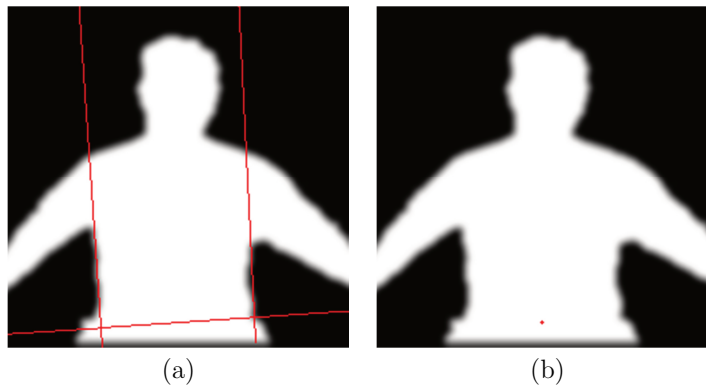


Ilustración 84: Cálculo de la posición aproximada de la pelvis en base a las rectas obtenidas.

Aplicar la transformada de Hough para círculos y obtener la posición de la cabeza (E2.4.4)

Para la detección de la cabeza, se ha aplicado la Transformada Circular de Hough (Circular Hough Transform - CHT) [Illingworth+87a], la cual se basa en la GHT), explicada anteriormente. La GHT determina la localización de curvas parametrizadas dentro de una imagen, en este caso rectas.

La CHT, por su parte, se centra en la localización de círculos. La CHT comienza obteniendo el mapa de bordes de la imagen, la cual se utiliza para deducir la ubicación de los centros (x, y) y los valores de los radios (r) , para finalmente llevarse a cabo la detección de máximos. CHT hace uso de la forma paramétrica del círculo, que viene definida por:

$$x = x_0 + r * \sin(\theta) \tag{66}$$

$$y = y_0 + r \cdot \sin(\theta) \tag{67}$$

$$r = \sqrt{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2} \tag{68}$$

donde:

- x_0 e y_0 son las coordenadas del centro de la circunferencia de radio r

El algoritmo se ha desarrollado basándose en el enfoque Accumulator Array Computation (AAC). Los píxeles que están en el primer plano con alto gradiente son designados como píxeles candidatos y se les permite emitir votos en el conjunto acumulador. El píxel candidato vota en el patrón que le rodea y que forma un círculo con radio fijo.

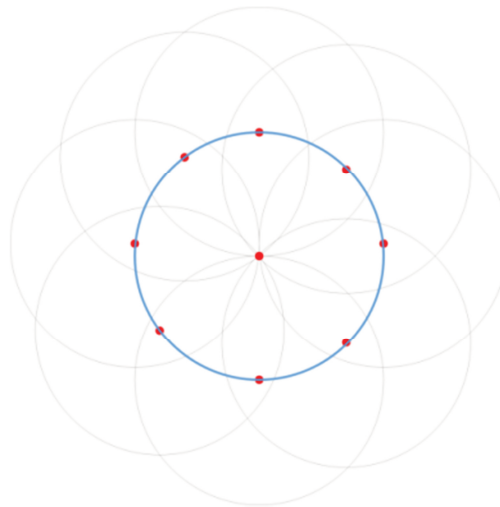


Ilustración 85: Contribución de los puntos del borde al espacio acumulador.

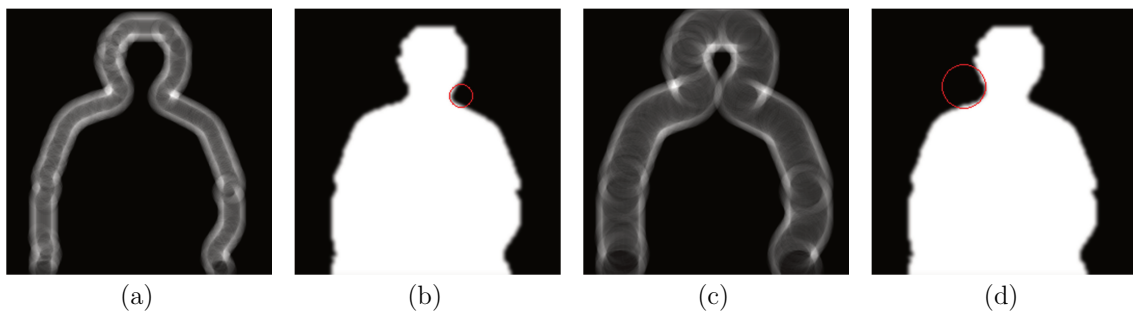
Los pasos seguidos se describen a continuación

1. Cuantificar el espacio de parámetros para los parámetros x_0 e y_0 .
2. Inicializar la matriz acumulador $M(x_0, y_0)$.
3. Calcular la magnitud del gradiente $G(x, y)$ y el ángulo $q(x, y)$.
4. Por cada punto del borde en $G(x, y)$, incrementar todos los puntos de la matriz acumulador $M(x_0, y_0)$ a lo largo de la línea mediante la siguiente ecuación.

$$y_0 = x_0 \cdot \tan(\theta) - x \cdot \tan(\theta) + y \tag{69}$$

5. Los máximos locales en la matriz acumulador corresponden a los centros de los círculos en la imagen.

Las siguientes imágenes muestran el resultado de aplicar diferentes radios a la CHT



(a)

(b)

(c)

(d)

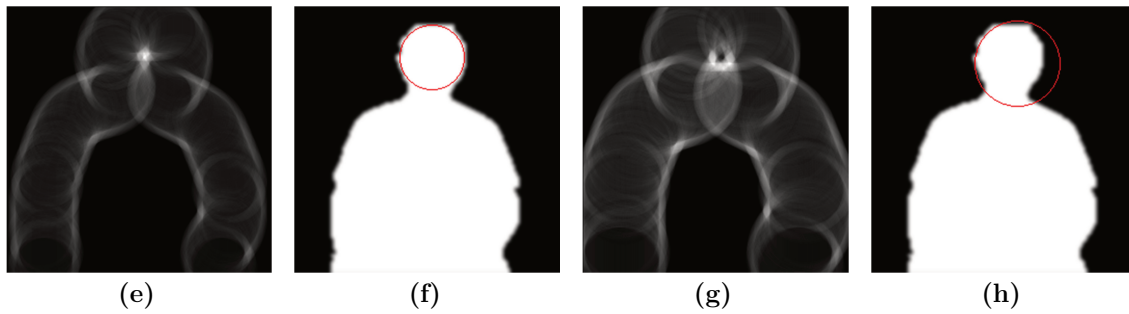


Ilustración 86: (a) CHT con $r = 10$; (b) Detección errónea de la cabeza ($r = 10$); (c) CHT con $r = 20$; (d) Detección errónea de la cabeza ($r = 20$); (e) CHT con $r = 30$; (f) Detección correcta de la cabeza ($r = 30$); (g) CHT con $r = 40$; (h) Detección errónea de la cabeza ($r = 40$).

Una vez obtenido el círculo mediante la CHT, basta con obtener el centro del mismo para saber su posición (x,y) . Dicha posición que será la que reciba el sistema de corrección, junto con la posición de la pelvis, también obtenida en este módulo, el cual será explicado a continuación.

4.2.2.3 Sistema de corrección (E3)

El sistema de corrección es el último módulo de los tres principales que componen el sistema de control postural. A este módulo le llegan las posiciones de la cabeza y la pelvis, calculados en el anterior módulo (E2). A continuación se detallan los dos sub-módulos que componen el sistema de corrección: calcular ángulos y aplicar y mostrar correcciones.

Calcular ángulos (E3.1)

Mediante este módulo se obtiene el ángulo de la posición del usuario que está haciendo uso del sistema en ese momento, el cual se usará para dar feedback al usuario durante el uso del mismo.

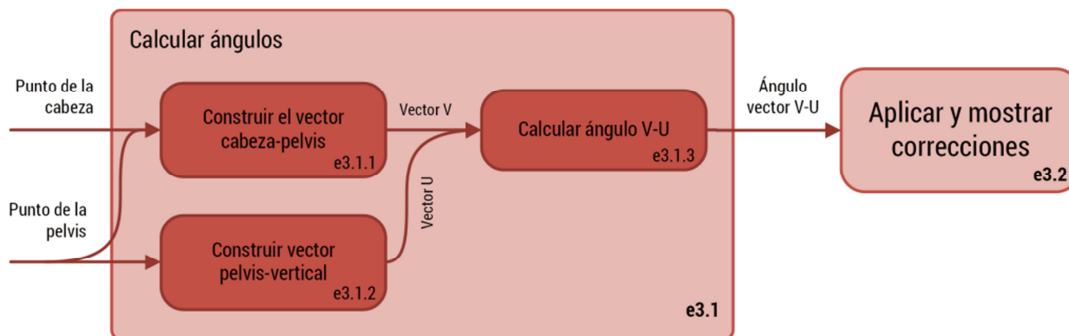


Ilustración 87: Diagrama de bloques del módulo Calcular ángulos.

A continuación se detallarán los sub-módulos que componen este módulo: construir el vector cabeza-pelvis, construir el vector pelvis-vertical y calcular el ángulo V-U

Construir el vector cabeza-pelvis (E3.1.1)

Tras obtener la posición de la cabeza y de la pelvis, el siguiente paso es construir un vector que una estos puntos (*ver Ilustración 88*). Para ello, es necesario obtener las coordenadas 2D, en píxeles, de la posición de los puntos obtenidos de la cabeza y de la pelvis y con estos dos puntos, construir el vector \vec{U} que pasa por ellos.

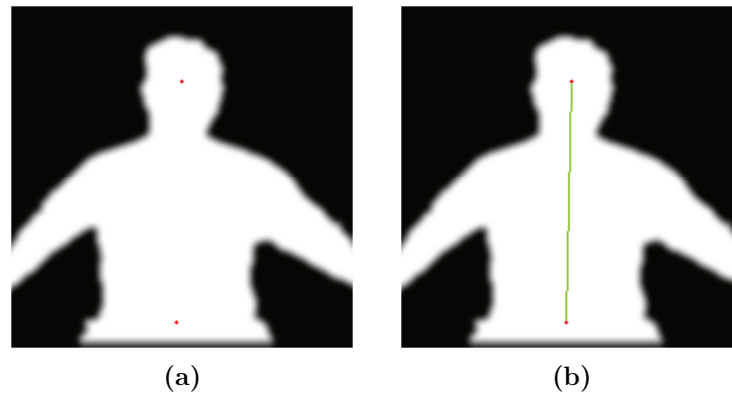


Ilustración 88: (a) Puntos calculados para la cabeza y la pelvis; (b) Vector que une ambos puntos.

Construir el vector pelvis-vertical (E3.1.2)

Tras obtener el primer vector que une los puntos de la cabeza y la pelvis (\vec{U}), es necesario construir otro vector para poder calcular el ángulo aproximado de la postura vertical del usuario. Para construir este vector, hay que obtener las coordenadas 2D, en píxeles, del punto calculado de la pelvis y unos píxeles por encima de este punto en la misma vertical. Con estos dos puntos se construye un vector \vec{V} que pasa por ellos.

Calcular ángulo V-U (E3.1.3)

La siguiente ilustración muestra la forma de calcular el ángulo formado por los puntos de la cabeza y de la pelvis respecto a la vertical:

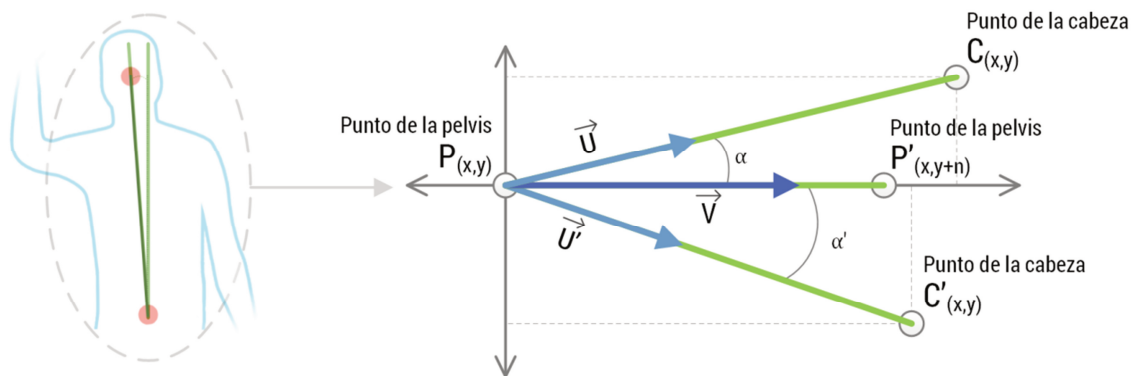


Ilustración 89: Ángulo formado por la cabeza-pelvis y la vertical.

Con los vectores \vec{U} y \vec{V} calculados, basta con aplicar la siguiente fórmula para calcular el ángulo formado por ambos vectores $\vec{U} \angle \vec{V}$:

$$\alpha = \cos^{-1} \frac{\vec{U} \cdot \vec{V}}{|\vec{U}| \cdot |\vec{V}|} \quad ; \quad \alpha' = \cos^{-1} \frac{\vec{U}' \cdot \vec{V}}{|\vec{U}'| \cdot |\vec{V}|} \quad (70)$$

De esta forma se obtiene el valor del ángulo aproximado entre la posición de la cabeza y de la pelvis. Este ángulo será la entrada al último módulo del sistema, aplicar y mostrar correcciones, que será explicado a continuación.

Aplicar y mostrar correcciones (E3.2)

Mediante este módulo, el usuario recibe el feedback en tiempo real en base a su posición mientras dura el ejercicio.

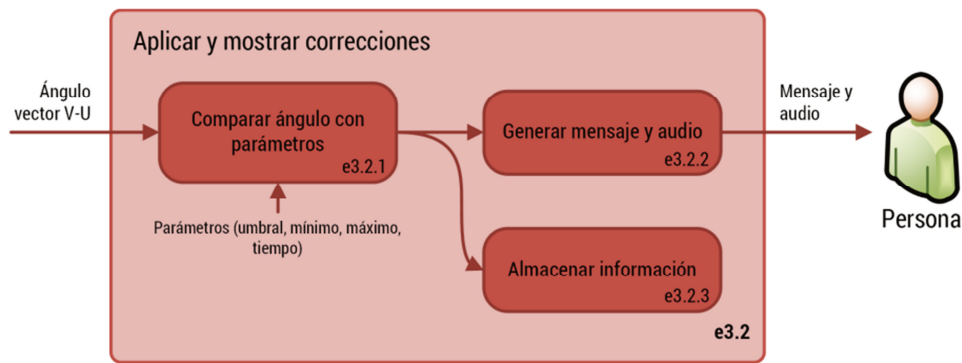


Ilustración 90: Diagrama de bloques del módulo Aplicar y mostrar correcciones.

Los sub-módulos (comprobar ángulo con parámetros, generar mensaje y audio y almacenar información) que componen este módulo se detallan a continuación.

Comparar ángulos con parámetros (E3.2.1)

Este sub-módulo recibe el ángulo comprendido entre el vector cabeza-pelvis y el vector pelvis-vertical, obtenido en el paso anterior. El profesional define varios parámetros en base a la situación física del paciente antes de que este utilice el sistema, a saber:

- **Umbral.** Valor mínimo a partir del cual el sistema informa de malas posturas.
- **Valor mínimo.** Este valor está comprendido entre el umbral y el valor máximo. Si el ángulo es mayor que el valor mínimo pero menor que el valor máximo, indica que el usuario debe moverse un poco, ya que su postura presenta un ángulo relativamente leve.
- **Valor máximo.** Este valor está por encima del valor mínimo y si el ángulo es mayor o igual a este valor informa al paciente que debe volver a la vertical lo antes posible, ya que presenta un ángulo de inclinación importante.
- **Tiempo.** Este valor indica a partir de qué segundo el sistema comienza a comprobar el valor del ángulo respecto a los valores anteriores. Esto permite evitar continuos mensajes en personas que presenta una movilidad más reducida.

Generar mensaje y audio (E3.2.2)

Con la comprobación hecha en el sub-módulo anterior en base a los parámetros obtenidos, el sistema muestra un mensaje en la parte inferior de la ventana del aplicativo.

Estos mensajes son claros y sencillos ya que su finalidad es que los usuarios los puedan leer y entender correctamente. Se ha tenido en cuenta que la imagen que ve el usuario está en modo espejo, por lo que los mensajes que se muestran están adaptados a esta peculiaridad. Si la imagen no estuviera en modo espejo, los usuarios sentirían que el feedback visual que reciben es erróneo, por lo que el sistema no les resultaría útil y abandonarían su uso. Los mensajes que se han definido son los siguientes:

- **Muévete hacia tu derecha/izquierda un poco.** Este mensaje se da cuando el ángulo que presenta el paciente está comprendido entre los dos umbrales. El menor a partir del cual el

sistema considera ángulo erróneo y umbral superior, a partir del cual el sistema considera que está mal posicionado.

- **Muévete hacia tu derecha/izquierda.** Este mensaje aparece cuando el usuario presenta un ángulo mayor o igual que el definido como ángulo máximo. A partir de este ángulo, sin importar su valor, el sistema considera que el usuario está mal posicionado.
- **Buena verticalidad, mantenla.** Cuando el ángulo del usuario es menor que el umbral mínimo configurado.

Para aquellos usuarios que presenten problemas de lectura, el sistema reproduce, al mismo tiempo, el texto del mensaje mediante un archivo de audio que previamente ha sido grabado por una persona. Se ha elegido esta opción en lugar de usar un sintetizador automático (Text to Speech – TTS) ya que el resultado obtenido por estos sistemas, en lengua castellana, presenta una voz robótica nada natural, lejos del nivel obtenido por otras voces, por ejemplo las angloparlantes.

Junto con estos mensajes específicos del sistema de corrección referentes a la posición, se han definido una serie de mensajes de *feedback* para el usuario relativos a la configuración de la cámara y a la posición del usuario respecto a la misma. Así, se han definido los siguientes mensajes:

- Inicializando la cámara y optimizando la configuración. Mensaje que aparece cuando el usuario pulsa el botón iniciar. En caso de que esté configurado el inicio automático, el mensaje aparecerá nada más arrancar la aplicación.
- Cámara inicializada y en funcionamiento. Mensaje que aparece cuando todo ha ido correctamente previo inicio de uso de la cámara. En caso contrario se muestra uno de los siguientes mensajes, en base al error que presente:
 - Error configurando el sistema (C-0001 a C-0005). Para los posibles errores de inicialización de la cámara se han definido seis tipos posibles de error. Esta codificación de errores agiliza el hecho de saber en qué punto falla para poder subsanar el error lo más rápidamente posible. La siguiente tabla muestra estos códigos de error:

Tabla 25: Codificación de errores.

Código	Causa
C-0001	Error de conexión con la cámara
C-0002	Error iniciando el sensor RGB
C-0003	Error iniciando el sensor de profundidad
C-0004	Error de transmisión
C-0005	Desincronización de la imagen RGB y de profundidad

- Ponte a una distancia de 1.3 m o más para poder empezar. Este mensaje aparece cuando, tras haber inicializado correctamente la cámara, esta detecta que el usuario no se encuentra a la distancia óptima aproximada de uso para el uso que se le va a dar. Esta distancia está definida entre 1.3 y 2 metros, por lo que hasta que el usuario no se encuentra en ese rango de distancia, el sistema no comienza a funcionar.

- Estás muy cerca del sensor, retrocede por favor. Este mensaje se muestra cuando el usuario está a menos de 1.3 metros de distancia del sensor. Como se ha explicado anteriormente, la cámara está configurada para trabajar a partir de 1.3 metros, por lo que si no está en ese rango, el sistema no se iniciará.
- Estás muy lejos del sensor, avanza por favor. Este mensaje se muestra cuando el usuario está a una distancia superior a 2 metros aproximadamente. Cuando el usuario entra dentro del rango 1.3 - 2 metros el sistema comienza a funcionar.
- Estás en la posición correcta, no avances ni retrocedas. Este mensaje aparece cuando el usuario está dentro del rango de acción definido para la cámara, explicado anteriormente.
- Detectado correctamente. Este mensaje aparece cuando el usuario esté situado correctamente tras la configuración inicial. En el momento que el usuario no esté dentro del rango de acción, el sistema le avisará mediante uno de los mensajes descritos anteriormente.

Almacenar información (E3.2.3)

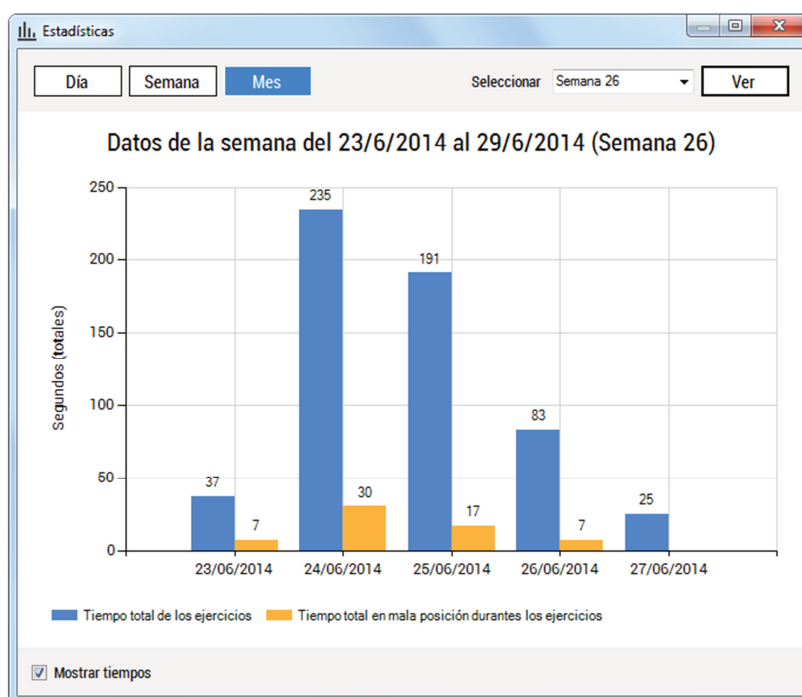


Ilustración 91: Estadísticas relativas a una semana de uso del sistema.

Junto con el mensaje y el audio, el sistema almacena en la base de datos compartida con el sistema web, la información generada durante la sesión física. Esta información está compuesta por los siguientes campos:

- **El tiempo en mala posición**, desde que se le indica al usuario que está en mala posición hasta que este corrige su postura. Este dato es importante ya que muestra tanto el estado del sistema musculoesquelético, como el del sistema cognitivo y su interrelación.
- **Los ángulos máximos y mínimos** alcanzados durante la sesión física. Estos datos muestran claramente la evolución que presenta el usuario, ya que estos deberían variar con el uso de la misma a lo largo del tiempo. Así, los ángulos máximos deberían reducirse y los ángulos mínimos mantenerse o subir ligeramente.

- **Los ángulos** obtenidos por el usuario durante la sesión física. Este dato se recoge cada segundo (60 por minuto, 3600 por hora), ya que de lo contrario se generaría una ingente cantidad de datos sin que en esta información se muestre una diferencia destacable entre sí.
- **La duración total de la sesión física**, para poder comparar el tiempo de la sesión con el tiempo en mala postura. De esta manera se puede realizar un análisis entre el tiempo total de la sesión física y el tiempo en mala postura durante la sesión física. Esta comparación debería revelar información importante acerca de la evolución real del usuario.

Con toda esta información, el sistema es capaz de mostrar estos datos en forma de gráfica, tanto de forma semanal como mensual, mostrándole al usuario, de una manera sencilla y directa, los datos generados durante las diferentes sesiones físicas.

4.3 Sumario

En este capítulo se ha realizado un completo recorrido del sistema diseñado, compuesto tanto por el sistema web de tele-rehabilitación, como el sistema de escritorio para el control postural, lo que crea el sistema de tele-rehabilitación integral.

Primeramente se han expuesto las bondades de los sistemas diseñados en “alto nivel”, es decir, aportando una primera idea de los mismos de manera superficial, con un nivel de abstracción alto, lo que facilita la comprensión del lector y lo adecúa al siguiente nivel.

Tras explicar “el alto nivel” de los sistemas, se ha realizado una explicación “en bajo nivel” de los mismos, realizando una abstracción lo más baja posible. Así, se ha realizado una explicación pormenorizada de cada sistema y de los módulos internos que los componen, enumerando las entradas y salidas ligadas a cada uno de ellos.

Gracias a esto, el lector se ha podido hacer una idea aproximada y realista de lo que ambos sistemas ofrecen por separado y en conjunto y lo que este puede ofrecer para el colectivo de personas con Esclerosis Múltiple, tanto pacientes como profesionales.

Esto es debido a lo que el sistema ofrece: una solución global que actúa en múltiples áreas relacionadas directamente con la enfermedad (seis en este caso definidas por los profesionales) y no algunas en particular (como algunos sistemas disponibles actualmente), lo que repercute en un tratamiento más completo y personalizado para el paciente y más efectivo y provechoso para el profesional. Además, la ventaja principal de este sistema es que puede crecer tanto como los profesionales y pacientes quieran/estén dispuestos, ya que el trabajo que le dediquen se verá reflejado en el sistema; sin depender de terceras partes que serán los que creen los materiales en el sistema.

Resultados

Este capítulo muestra al lector tanto los resultados obtenidos por los pacientes y los profesionales, como el análisis de los mismos tras llevar a cabo el experimento haciendo uso del sistema global de tele-rehabilitación. Como se ha comentado en el capítulo 4. Diseño, el sistema se compone de dos partes diferenciadas, las cuales trabajan en conjunto, como son el sistema web, para realizar la tele-rehabilitación, y el sistema de

escritorio, para analizar el ejercicio físico de esta tele-rehabilitación. Es por ello que ambos sistemas se han analizado haciendo uso de distintas métricas/test (test de usabilidad y test físicos enfocados a la EM), cada una de estas métricas/test adaptada al enfoque que presentan los sistemas desarrollados. Esto hace que el análisis sea más específico a nivel de aplicación y a su vez global, debido a la obtención de los resultados a través de diferentes test.

“

No importa lo que esperas ni lo que te mereces, sino lo que consigues

Frank T.J. Mackey

”

En los sucesivos apartados se va a realizar un completo estudio estadístico de los resultados obtenidos tras realizar el experimento, tanto con los profesionales como con los pacientes, todos ellos pertenecientes tanto a ADEMBI como EM.

De esta forma, se ha dividido el estudio en dos partes diferenciadas: por una parte, la relativa a la plataforma web, sobre la cual se ha realizado un estudio de la usabilidad del sistema web a través de la escala de uso libre SUS (System Usability Scale) y por otro lado, se ha realizado el estudio estadístico en base a los resultados obtenidos al aplicar hasta tres escalas relacionadas con la EM como son la Medida de Independencia Funcional (Functional Independence Measure – FIM), la Escala de Equilibrio de Berg (Berg Balance Scale – BBS) tras hacer uso del sistema de escritorio.

5.1 Consideraciones previas

En los siguientes apartados, y antes de proceder con el análisis de los datos obtenidos, se va a realizar una breve explicación de cada una de las medidas utilizadas durante las diferentes pruebas llevadas a cabo con los tres prototipos: el test de usabilidad (SUS) y los test de valoración física (FIM y BBS).

5.1.1 Muestra

En el capítulo 3. Bases de datos, se comentan, en profundidad, los criterios de elección de la muestra (criterios de inclusión y exclusión). De esta manera se ha definido el tamaño de la muestra para el experimento, la cual está compuesta por 50 pacientes y 10 profesionales. De todas maneras, todos los detalles se encuentran, como he comentado anteriormente, en el capítulo 3, el cual recomiendo leer antes de proseguir con el texto.

5.1.2 Test de usabilidad

Los test o pruebas de usabilidad son una forma muy habitual de estimar la facilidad con la que una persona puede usar un objeto o una aplicación, como por ejemplo una página web, una interfaz de usuario o un dispositivo. Un test de usabilidad es el proceso que permite aprender de los usuarios cómo de usable es un producto observándolos o monitorizándoles mientras lo utilizan, anotando los problemas de uso con los que se encuentran para poder solucionarlos posteriormente.

El número de usuarios depende de cómo se formalice la prueba y cuáles sean los perfiles a tener en cuenta pero, según [Hwang+10a], empleando 10 ± 2 usuarios ya es suficiente para poder detectar el 80% de los problemas de usabilidad. Otros autores opinan que con cinco usuarios, ya es suficiente, tal y como se comenta en [Sauro10a]. En general, para test informales es suficiente con 5 usuarios. En cambio, para test más rigurosos se requiere un mayor número de usuarios, dependiendo de los casos y los objetivos de la prueba.

5.1.2.1 Escala de usabilidad del sistema (SUS)

El cuestionario SUS [Brooke96a] fue desarrollado en 1986 como parte de la introducción de la ingeniería de usabilidad a los sistemas de oficina de Digital Equipment Co. Ltd. Su propósito era proporcionar un test fácil de completar (número mínimo de cuestiones), fácil de puntuar y que permitiera establecer comparaciones cruzadas entre productos. Ha sido usado extensivamente en evaluaciones de proyectos en Digital Equipment Co. Ltd (sistemas de oficina, dirección de sistemas, herramientas técnicas y sistemas de hardware), resultando simple y fiable.

La escala SUS es una escala de estilo Likert que genera un único número, representando una medida compuesta de la usabilidad del sistema global sometido a estudio. Hay que advertir que las puntuaciones independientes no son significativas por sí mismas. Para calcular la puntuación del SUS, hay que sumar primero las contribuciones de cada punto. La contribución de cada punto valdrá entre 0 y 4. Para los puntos 1, 3, 5, 7 y 9, la contribución será la posición de la escala menos 1. Para los puntos 2, 4, 6, 8 y 10, la contribución será 5 menos la posición en la escala. Se multiplica la suma de los resultados por 2.5 para obtener el valor global del SUS. El resultado final estará entre 0 y 100.

Los valores del test SUS se pueden categorizar en base a diferentes escalas. El gráfico siguiente (*ver Ilustración 92*) muestra las diferentes escalas, que son más comprensibles para el ser humano que simple números, de SUS en base a la puntuación obtenida.

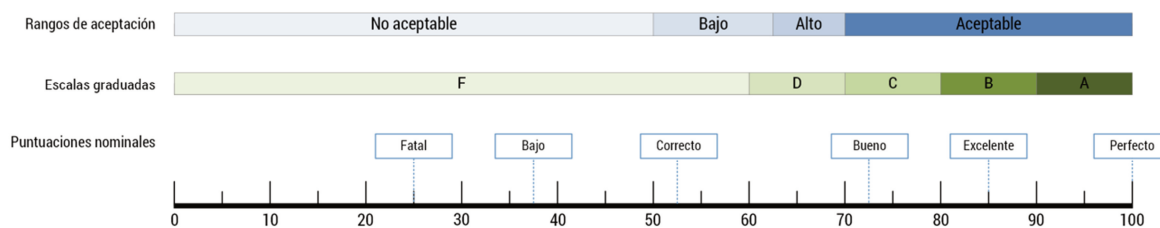


Ilustración 92: Escala SUS.

5.1.3 Test físicos

La valoración de la función psicomotriz es una labor de rutina en los centros y unidades de rehabilitación. Los índices para medir la discapacidad física son cada vez más utilizados en la investigación y en la práctica clínica. Además, la valoración de la función física es una parte importante de los principales instrumentos usados para la valoración genérica de la calidad de vida relacionada con la salud.

La EM es una enfermedad potencialmente incapacitante con un curso variado e impredecible. El deterioro y la discapacidad varían en los diferentes pacientes a lo largo del tiempo y no siguen un curso similar. Para su valoración una herramienta fundamental son las escalas, que disminuyen la variabilidad entre los distintos observadores e incluso en un mismo observador, como son la FIM, la BBS, etc.

5.1.3.1 Medida de Independencia Funcional (FIM)

La independencia funcional es el objetivo inmediato a alcanzar por la rehabilitación de la persona con lesión medular. La evaluación funcional permite elaborar un conjunto de datos que tracen el perfil integral de la persona afectada, tanto a nivel físico, psicológico como social. Con esto, es posible identificar, con mayor exactitud, las áreas en que se manifiesta una necesidad, así como desarrollar las intervenciones que resulten más apropiadas para aumentar la independencia y la autonomía personal en el desempeño de los roles sociales para alcanzar una calidad de vida satisfactoria.

Para evaluar el estado funcional de las personas con EM se han empleado numerosas escalas como el Índice de Barthel, la Quadriplegia Index of Function (QIF) o la Spinal Cord Independence Measure (SCIM). Estas dos últimas son específicas para lesión medular, pero son, según los expertos, muy laboriosas. Por ello, la propuesta de la escala ASIA es la Medida de Independencia Funcional (FIM) [Hamilton87a], que, a pesar de no ser específica para personas con EM, ha demostrado ser específica y fiable.

La FIM es una escala construida a partir de 7 niveles de funcionalidad, en dos en los cuales no se requiere la ayuda humana, y cinco en los que se necesita un grado progresivo de ayuda. Se han definido 18 elementos dentro de 6 áreas de funcionamiento: cuidado personal, control de esfínteres, movilidad, deambulacion, comunicacion y conocimiento social. La máxima puntuación de cada ítem es de siete y la mínima de uno, por lo que el máximo obtenido será de 126 y el mínimo de 18.

5.1.3.2 Escala de Equilibrio de Berg (BBS)

La escala de equilibrio o test de Berg fue desarrollada en 1989 como una medida cuantitativa del estado funcional del equilibrio del anciano reproducible y con una fuerte consistencia interna. Posteriormente se ha demostrado su validez en otro tipo de sujetos, no solo ancianos. El equilibrio consiste en la integración de las aferencias recibidas por los sistemas vestibular, visual y somatosensorial, más las respuestas motoras producidas, con lo que la afectación de uno o más de estos sistemas conlleva a una alteración del equilibrio.

Por tanto, la BBS [Berg+89a] es una herramienta de evaluación utilizada para identificar el deterioro del equilibrio durante las actividades funcionales. Los resultados también pueden ser útiles en el desarrollo de tratamientos que restauren el equilibrio del paciente y la movilidad o la identificación de las intervenciones para ayudar al paciente a evitar las caídas. La prueba también puede ser usada para evaluar y documentar el progreso en el tiempo.

Esta escala es sensible a los cambios clínicos y tiene una buena fiabilidad *intra* e *inter* observador en la población mayor y se ha considerado útil en la predicción de caídas. El BBS consta de 14 tareas que valoran aspectos estáticos y dinámicos del control postural puntuadas de 0 a 4. El valor máximo de 56 puntos expresa un equilibrio óptimo. Valores bajos, hasta un máximo de 20 puntos, son indicativo de un alto riesgo de caídas; entre 21 y 40 puntos, riesgo moderado de caídas; y valores superiores a 40 indican un bajo riesgo de caídas. En la actualidad, puede considerarse uno de los mejores test clínicos para la evaluación clínica del equilibrio.

5.2 Evaluación de los resultados

Tras conocer más detalladamente los test tanto físicos como de usabilidad utilizados durante el experimento, se va a proceder a analizar, estadísticamente, los datos obtenidos durante la realización del experimento, abarcando los diferentes aspectos que cubren estos test (usabilidad del sistema, capacidad física, etc.).

Para ello, se va a dividir este análisis en base al sistema donde se ha usado el test, mostrando, primeramente, los resultados obtenidos para el sistema web y seguidamente, los datos obtenidos por el sistema de escritorio.

Antes de comenzar, las siguientes imágenes muestran a diversos usuarios haciendo uso del sistema de corrección postural tanto en su hogar como en el centro de salud.





Ilustración 93: Usuarios haciendo uso del sistema de corrección postural.

5.2.1 Sistema web

Para el sistema web se ha aplicado el test de usabilidad SUS. Este test indica si el sistema desarrollado es usable, y por tanto, si los usuarios finales, pacientes y profesionales se sienten seguros y confiados utilizándolo, fomentando y promoviendo su uso, lo que supone un beneficio directo para su enfermedad y para el seguimiento, haciéndolo lo más personalizado posible. Este test fue realizado durante la fase de desarrollo a través de tres prototipos: prototipo nº 1 y nº 2 y tras la finalización del mismo, el prototipo nº 3.

El test SUS se compone de 10 preguntas sencillas con una puntuación cada una de ellas que va del 0 al 4, siendo la puntuación máxima de 40 y la mínima de 0, como se ha comentado anteriormente. A continuación, se enumeran las preguntas que componen el test SUS:

-
1. *Creo que me gustará visitar con frecuencia este sitio web*
Me gustaría volver a probar este sitio web, o incluso utilizarlo de manera habitual durante el día a día
 2. *Encontré el sitio web innecesariamente complejo*
Me ha parecido complicado entender cómo funciona el sitio web
 3. *Pienso que el sitio web es fácil de usar*
Me ha parecido sencillo de utilizar el sitio web y enseguida he entendido qué es lo que había que hacer
 4. *Creo que necesitaría apoyo de un experto para utilizar el sitio web*
No soy capaz de utilizar el sistema yo solo y necesitaría a alguien al lado para utilizarlo
 5. *Encontré las diversas posibilidades del sitio web bastante bien integradas*
Me parece que todas las opciones están bien colocadas y enseguida encuentro lo que quiero hacer en el sistema web
 6. *Pienso que hay demasiada inconsistencia en el sitio web*
No entiendo para nada el sistema web ni cómo hay que hacer uso del mismo
 7. *Creo que la mayoría de la gente podría hacer uso del sitio web rápidamente*
Yo creo que cualquiera puede utilizar este sistema web y aprender a utilizarlo fácilmente
 8. *He encontrado el sitio web bastante incómodo de utilizar*
Me encuentro incómodo usando el sitio web y me cuesta bastante hacer uso de sus funciones
 9. *Me he sentido muy seguro haciendo uso del sitio web*
Me encuentro cómodo y lo uso con seguridad sabiendo para qué sirve cada opción
 10. *Necesitaría aprender muchas cosas antes de poder utilizar el sitio web*
Sin conocimientos previos o un cursillo, no sería capaz de hacer uso del sistema web yo solo
-

Estas 10 preguntas han sido respondidas tanto por los profesionales como por los pacientes durante las tres fases definidas.

Antes de proceder con el análisis de los datos, es necesario conocer la naturaleza de los mismos y saber su normalidad. Para ello, se ha aplicado la prueba Shapiro-Wilk [Shapiro+65]. Debido al resultado obtenido ($p < 0.05$), se ha optado por el uso de test no paramétricos como son las pruebas de Wilcoxon [Wilcoxon45], Mann-Whitney [Mann+47] y Friedman [Fiedman37].

La siguiente tabla muestra los datos obtenidos mediante el test SUS en cada uno de los tres prototipos del sistema web, tanto para pacientes como para profesionales.

Tabla 26: Estadísticas de grupo para el test SUS en los tres prototipos (pacientes y profesionales).

Prototipo	Grupo	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
P1	paciente	50	57,2900	7,25349	1,02580
	profesional	10	63,5000	3,57460	1,13039
P2	paciente	50	65,2500	8,96777	1,26823
	profesional	10	70,0000	4,71405	1,49071
P3	paciente	50	73,9000	8,45396	1,19557
	profesional	10	75,7500	3,34373	1,05738

Tabla 27: Estadísticos de prueba^a.

Prueba	P1	P2	P3
U de Mann-Whitney	120,000	162,000	227,500
W de Wilcoxon	1395,000	1437,000	1502,500
Z	-2,606	-1,756	-,449
Sig. Asintótica (bilateral)	,009	,079	,653

a. Variable de agrupación: grupo

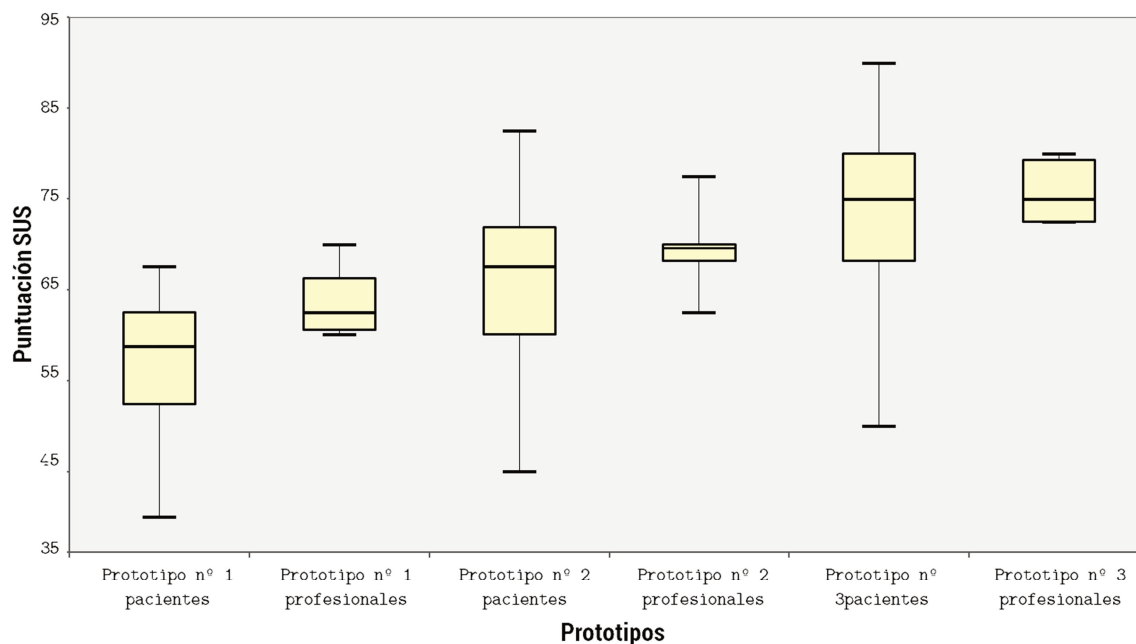


Ilustración 94: Resultados del test SUS en pacientes y profesionales.

Para el análisis de los datos se ha aplicado la prueba de Mann-Whitney. Se puede ver (Tabla 27: Estadísticos de prueba^a) como para el primer prototipo hay una significancia asintótica cercana al 0%, lo que indica que en este caso a los profesionales les pareció mejor la herramienta respecto a los pacientes. En los posteriores test, esta significancia se incrementó por encima de 0.05, por lo que no presenta significancia asintótica indicando que en los test de los prototipos número 2 y número 3, tanto pacientes como profesionales, obtuvieron una puntuación pareja, mostrando un interés similar por la herramienta, sin haber diferencia entre pacientes y profesionales. Esto es debido a que los profesionales fueron los que demandaron el sistema, por lo que la primera impresión del mismo fue mejor en estos, mientras que en los pacientes, como suele ser lo habitual cuando hay novedades que afectan directamente a uno mismo, ya sean buenas o malas, la primera impresión siempre es de observación, por lo que se obtuvo menor resultado. Además, los pacientes presentaban menor conocimiento informático, lo que supone también una barrera a tener que superar.

Seguidamente, se hizo un análisis mediante la prueba de Friedman de los datos obtenidos en el test SUS para los tres prototipos en conjunto para ambos grupos (profesionales y pacientes). La siguiente tabla muestra estos datos (Tabla 29: Estadísticos de prueba^a),

Tabla 28: Estadísticas de muestras emparejadas.

Pares (prototipos)		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	P1	58,3250	60	7,14785	,92278
	P2	66,0417	60	8,56545	1,10579
Par 2	P1	58,3250	60	7,14785	,92278
	P3	74,2083	60	7,84505	1,01279
Par 3	P2	66,0417	60	8,56545	1,10579
	P3	74,2083	60	7,84505	1,01279

Tabla 29: Estadísticos de prueba^a.

N	60
Chi-cuadrado	120,000
Gl	2
Sig. asintótica	,000

a. Prueba de Friedman

La prueba de Friedman dio como resultado una significancia asintótica cercana al 0% (Tabla 29: Estadísticos de prueba^a), lo que indica que los datos tienen la misma distribución de probabilidad/mediana. De estos se deduce que los datos obtenidos, tanto de los profesionales como de los pacientes, no difieren significativamente los unos de los otros. A pesar de que si hubo diferencia significativa en el primer prototipo, en conjunto se ve cómo los tres test siguen la misma tendencia, por lo que no presentan diferencia significativa los unos de los otros. De esto se deduce que tras el primer prototipo, los pacientes aceptaron el sistema de mejor manera, a semejanza que los profesionales, dato que se mantuvo con el tercer y último prototipo.

Con los pares de pruebas obtenidos para el test anterior (Tabla 28: Estadísticas de muestras emparejadas), y haciendo uso de la prueba Wilcoxon, se obtuvieron los valores de significancia entre prototipos, mostrados a continuación (Tabla 30: Estadísticos prueba para rangos con signo):

Tabla 30: Estadísticos prueba para rangos con signo^a.

Característica	P2 - P1	P3 - P1	P3 - P2
Z	-6,768 ^b	-6,760 ^b	-6,787 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	,000	,000	,000

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo

b. Se basa en rangos negativos

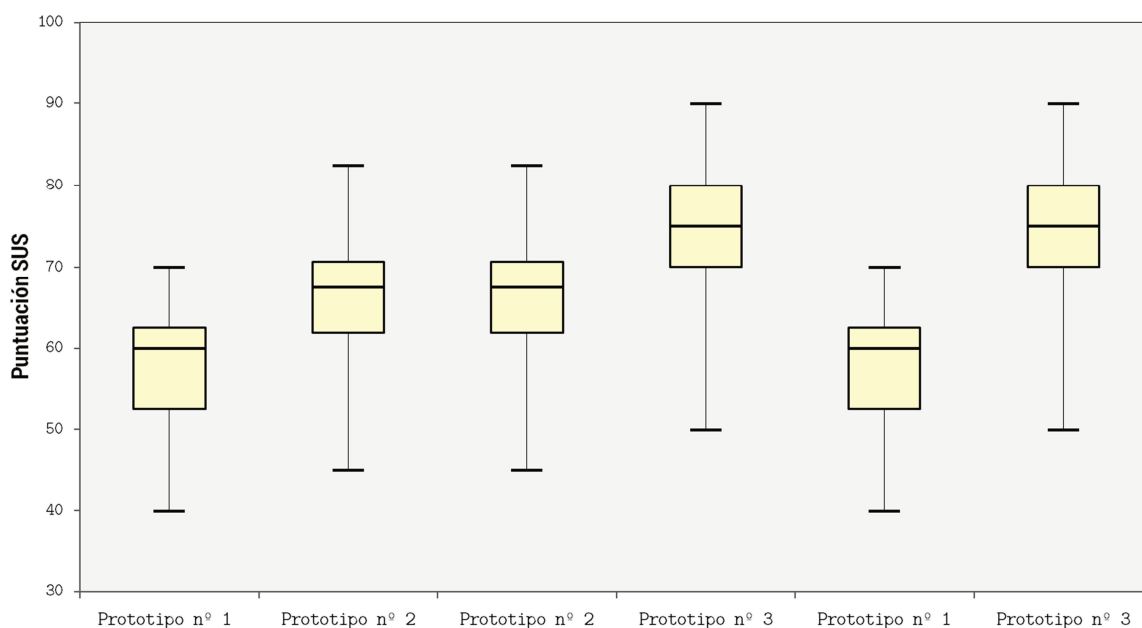


Ilustración 95: Resultados del test SUS para pares de prototipos (profesionales y pacientes).

Como era de esperar, y ya que la prueba de los tres prototipos dio significancia, cada par de prototipos (prototipo1-prototipo2, prototipo1-prototipo3 y prototipo2-prototipo3), dieron significancia entre ellos (*ver Ilustración 95: Resultados del test SUS para pares de prototipos (profesionales y pacientes)*), lo que indica que las muestras obtenidas presentan la misma distribución de probabilidad. Como se ha comentado anteriormente, hubo una progresión de un prototipo a otro hasta llegar al tercero a nivel de paciente y de profesional. En la Tabla 30: Estadísticos prueba para rangos con signo, el valor tipificado del estadístico de prueba Z (la menor de las dos sumas de rangos) es igual a -6,768 para el primer par, -6,760 para el segundo par y finalmente -6,768 para el tercer y último par; por tanto, se rechaza la hipótesis nula de que la valoración del prototipo 1 es igual que la del prototipo 2 y la del prototipo 2 es igual que la del prototipo 3, para cualquier nivel de significación. Se ve la evolución en la puntuación SUS de cada uno de los tres prototipos, tanto a nivel de pacientes como a nivel de profesionales.

Una vez analizados los datos para los dos grupos (profesionales y pacientes), se va a proceder a analizar los datos de cada grupo independientemente, pacientes por una parte y profesionales por otra.

5.2.1.1 Pacientes

En cuanto a los pacientes, se ha hecho un análisis en conjunto para los tres prototipos mediante la prueba de Friedman. Los datos obtenidos se muestran a continuación:

Tabla 31: Estadísticas de muestras emparejadas para el grupo de pacientes.

Pares (prototipos)		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	P1	57,2900	50	7,25349	1,02580
	P2	65,2500	50	8,96777	1,26823
Par 2	P2	65,2500	50	8,96777	1,26823
	P3	73,9000	50	8,45396	1,19557
Par 3	P1	57,2900	50	7,25349	1,02580
	P3	73,9000	50	8,45396	1,19557

Tabla 32: Estadísticos de prueba^a.

N	50
Chi-cuadrado	100,000
G1	2
Sig. asintótica	,000

a. Prueba de Friedman

En este caso (Tabla 32: Estadísticos de prueba^a) el estadístico de prueba es igual a 100,000, por lo que no se puede rechazar la hipótesis nula para niveles de significación superiores a 0,000 (significancia asintótica). Al 5% de nivel de significación, se acepta la hipótesis de que no existen diferencias significativas entre las valoraciones asignadas por los pacientes a estas características, en este caso los test SUS. Esto indica que los pacientes han ido mejorando la puntuación de cada test SUS con cada nuevo prototipo, mostrando una progresión, en positivo, a nivel grupal respecto a los tres prototipos. Estos resultados siguen la línea de los mostrados anteriormente, lo que indica que el sistema presenta mejoría con cada nueva iteración.

Se realizó la prueba de Wilcoxon para los pares de prototipos definidos anteriormente (prototipo nº 1 - prototipo nº 2, prototipo nº 1 – prototipo nº 3 y prototipo nº 2 – prototipo nº 3). Estos datos se muestran en la siguiente tabla (Tabla 33: Estadísticos de prueba^a) y en la Ilustración 96: Comparativa de datos entre pares.

Tabla 33: Estadísticos de prueba^a.

Característica	P2 - P1	P3 - P2	P3 - P1
Z	-6,180 ^b	-6,206 ^b	-6,174 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	,000	,000	,000

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo.

b. Se basa en rangos negativos.

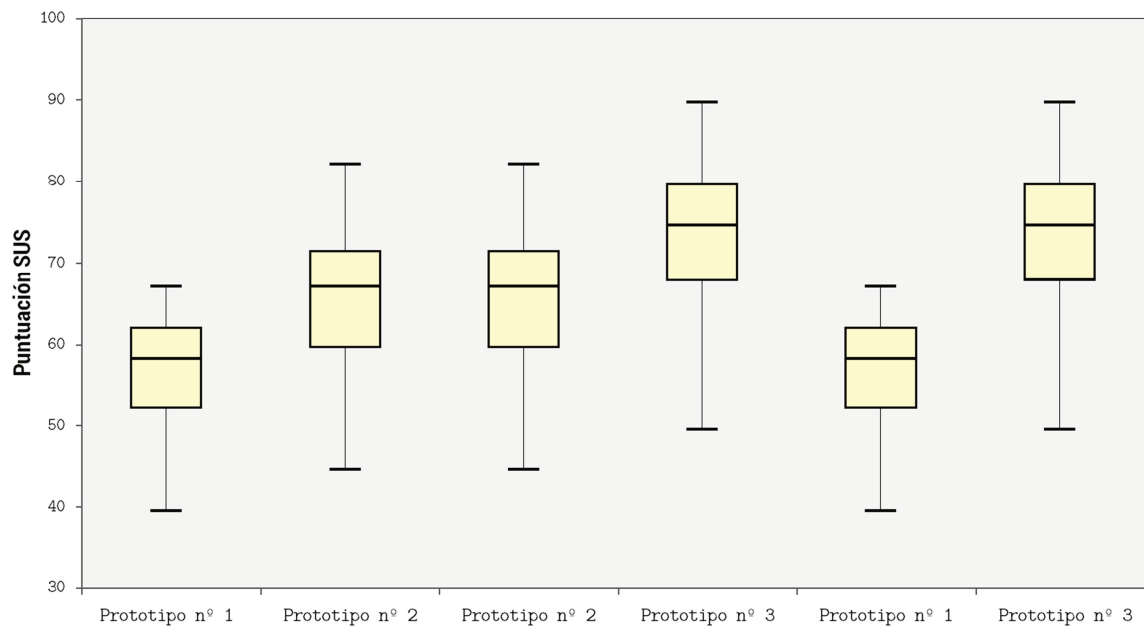


Ilustración 96: Comparativa de datos entre pares (pacientes).

El valor tipificado del estadístico de prueba Z (Tabla 33: Estadísticos de pruebaa) es igual a -6,180 para el primer par, -6,206 para el segundo par y -6,174 para el tercer par; por tanto, como en el caso anterior, se rechaza la hipótesis nula de que la valoración del prototipo 1 es igual que la del prototipo, la del prototipo 1 es igual que la del prototipo 2 y la del prototipo 2 es igual que la del prototipo 3, para cualquier nivel de significación. Esto indica que entre prototipos también ha habido una mejora progresiva de los mismos, obteniendo mejor puntuación en el test SUS por parte de los pacientes en cada uno de ellos.

5.2.1.2 Profesionales

En cuanto a los profesionales, sin tener en cuenta el sexo en un primer momento, se realizó el estudio de igual forma que con los pacientes, primeramente los datos de los tres prototipos y después a nivel de pares.

Tabla 34: Estadísticas de muestra emparejadas para profesionales.

Pares (prototipos)		Media	N	Desviación estándar	Media de error estándar
Par 1	P1	63,5000	10	3,57460	1,13039
	P2	70,0000	10	4,71405	1,49071
Par 2	P1	63,5000	10	3,57460	1,13039
	P3	75,7500	10	3,34373	1,05738
Par 3	P2	70,0000	10	4,71405	1,49071
	P3	75,7500	10	3,34373	1,05738

Tabla 35: Estadísticos de prueba^a.

N	10
Chi-cuadrado	20,000
G1	2

Sig. asintótica	,000
-----------------	------

a. Prueba de Friedman

Empezando por el análisis de los tres prototipos en conjunto, el test de Friedman (Tabla 35: Estadísticos de prueba^a) arrojó un valor de Chi-cuadrado de 20,000, por lo que no se puede rechazar la hipótesis nula para niveles de significación superiores a 0,000 (significancia asintótica). Al 5% de nivel de significación se acepta la hipótesis de que no existen diferencias significativas entre las valoraciones asignadas por los profesionales a estas características. Esto indica que los profesionales han mejorado la puntuación de los test con cada nuevo prototipo, mostrando una progresión a nivel de conjunto.

Para finalizar se aplicó el test de Wilcoxon a cada par de prototipos, dando los siguientes resultados:

Tabla 36: Estadísticos de prueba^a.

Característica	P2 - P1	P3 - P2	P3 - P1
Z	-2,827 ^b	-2,831 ^b	-2,877 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	,005	,005	,004

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo

b. Se basa en rangos negativos

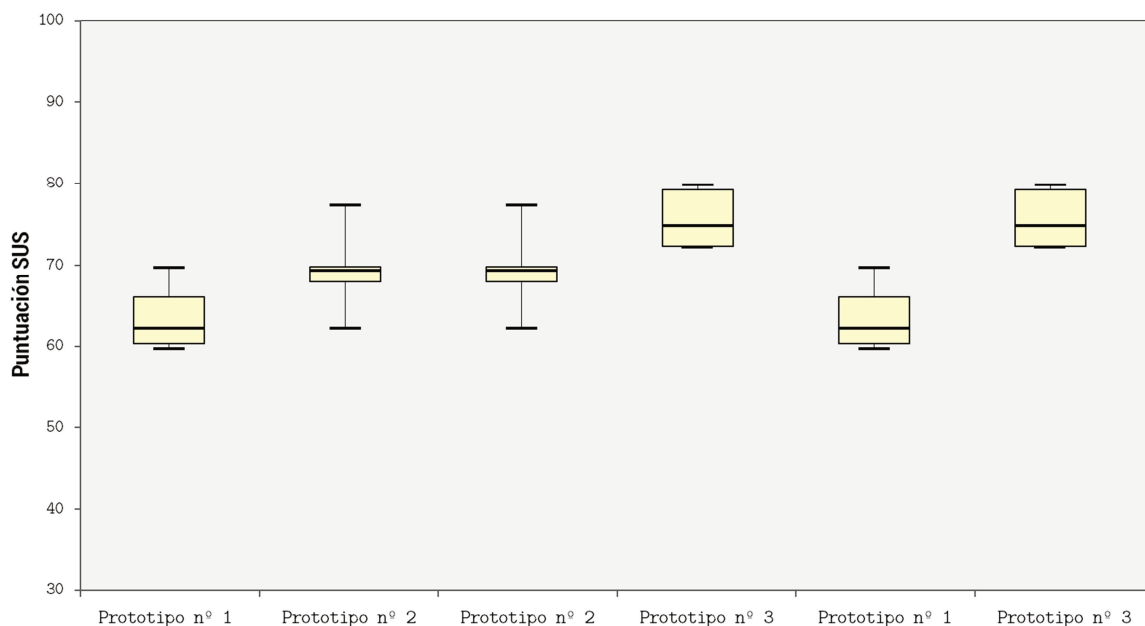


Ilustración 97: Comparativa de datos entre pares (profesionales).

Los datos obtenidos en el test de Wilcoxon siguieron la tónica de los resultados obtenidos en las pruebas anteriores, tanto a nivel de profesionales como en conjunto, dando el siguiente valor de Z para cada par de prototipos analizado: -2,827, -2,831 y -2,877 respectivamente. Esto demuestra que los test SUS respondidos por los profesionales mejoraron al compararlos dos a dos en el tiempo respecto a los otros pares. Como se ha visto, desde un principio el sistema fue aceptado por los profesionales de mejor manera que respecto a los pacientes, y estos datos muestran cómo de un prototipo a otro, sus puntuaciones se han incrementado de manera constante, haciendo que el sistema sea aceptado como usable en su totalidad.

5.2.1.3 Sumario

Como se ha visto en las páginas anteriores, los resultados obtenidos respecto al test SUS han sido satisfactorios, tanto a nivel de paciente, como de profesional y en conjunto.

En la literatura hay varios sistemas web similares en cuanto a concepto, pero que están centrados en otras patologías y que han sido validados haciendo uso del test SUS.

Uno de ellos es un sistema web para intervención de la actividad física en pacientes con artrosis de rodilla o cadera [Bossen+13a]. Este sistema, usado con 15 pacientes en dos test (con seis meses de diferencia entre ellos), obtuvo una puntuación SUS media de 73 ± 15 en el segundo test, no indicando la puntuación obtenida en el primer test. Además, el sistema sólo fue testado con pacientes, no incluyendo la valoración de los profesionales.

El siguiente sistema estudiado ha sido un sistema de tele-salud basado en web en Nueva Zelanda [Dhillon+11a]. El sistema se probó con ocho pacientes (nuevamente los profesionales fueron excluidos del estudio) en un solo test, y el resultado medio obtenido fue de 75 ± 11.100 , con un valor máximo de 97,5 y uno mínimo de 65.

El sistema SignalBit [Alves+13a], un sistema web para la recogida y visualización de señales biológicas fue probado por 100 usuarios en cuatro grupos de 25 integrantes cada uno de ellos. El artículo no especifica si se realizaron varios test ni la duración entre los mismos, en caso de haberla. Los resultados SUS medios por cada grupo fueron los siguientes: 90.50 ± 6.50 , 88.20 ± 9.80 , 88.40 ± 11.41 y finalmente 84.71 ± 11.41 , respectivamente.

Finalmente, el último sistema estudiado ha sido un sistema web para la ayuda en intervenciones de pacientes con esquizofrenia [Stjernsw13a]. Este sistema fue usado por 19 pacientes, y se realizó un test únicamente a los pacientes, obteniendo una puntuación SUS media de 59, con valor máximo de 90 y menor de 30.

La siguiente tabla (Tabla 37: Comparativa de valores medios de SUS de sistema web médicos) muestra, a modo de resumen, la puntuación obtenida en el test SUS en cada uno de los sistemas comparados, junto con la puntuación obtenida por el sistema desarrollado. Se puede apreciar como la puntuación obtenida por el sistema desarrollado se alinea con la puntuación obtenida en tres de los cuatro sistemas estudiados.

Tabla 37: Comparativa de valores medios de SUS de sistema web médicos.

Sistema	Puntuación pacientes	Puntuación profesionales
Sistema 1	73 ± 15	-
Sistema 2	75 ± 11.100	-
Sistema 3	$87,95 \pm 2.399$	-
Sistema 4	59	-
Sistema propio	$73,9 \pm 8,454$	$75,75 \pm 3,344$

Ya que a partir de una puntuación de 68 [Brooke96a] se considera que el sistema es usable, el sistema desarrollado se sitúa por encima de esta puntuación, tanto a nivel de paciente como de profesional, por lo que se puede decir que el sistema es usable de acuerdo a las personas a las que va dirigido.

5.2.2 Sistema de escritorio

Para el sistema de escritorio (control postural) se han aplicado test físicos, siendo estos el BBS y el FIM. Estos test fueron realizados por los pacientes, hombres y mujeres, en dos fases:

- La **primera fase (F1)** antes de hacer uso del sistema de control postural. De esta forma, estos datos serán los que se contrasten con los obtenidos en la segunda fase.
- La **segunda fase (F2)**, transcurridos seis meses desde la F1, tiempo en el cual los pacientes han hecho uso del sistema de control postural. Los datos obtenidos en esta fase son los que se comparen con los obtenidos en la F1, obteniendo la comparativa entre ambos.

Como en el caso del sistema web, es necesario saber la normalidad de los datos antes de proceder con el análisis estadístico. Para ello, se ha aplicado el test Shapiro-Wilk [Shapiro+65]. Debido al resultado obtenido ($p < 0.05$), se ha optado por el uso de test no paramétricos (Wilcoxon [Wilcoxon45]).

El test FIM fue realizado durante las dos fases definidas en el punto 5.2.2 Sistema de escritorio. Este test se compone de 18 ítems dentro de seis áreas de funcionamiento: cuidado personal, control de esfínteres, transferencias, locomoción, comunicación y conocimiento social, las cuales están englobadas en dos dominios: motor (las cuatro primeras áreas de funcionamiento), y cognitivo (las dos últimas áreas). La puntuación máxima de cada ítem es de siete y la mínima de uno, por lo que el valor máximo obtenido será de 126 y el mínimo de 18. A continuación, se enumeran los ítems que componen el test FIM:

Tabla 38: Test FIM.

Ítem	Área	Dominio
Alimentación	Cuidado personal <i>35 puntos</i>	Motor <i>91 puntos</i>
Aseo menor		
Asea mayor		
Vestuario cuerpo superior		
Vestuario cuerpo inferior		
Aseo perineal		
Control de la vejiga	Control de esfínteres <i>14 puntos</i>	
Control del intestino		
Traslado de la cama-silla/silla de ruedas	Transferencias <i>21 puntos</i>	
Traslado en baño		
Traslado en bañera o ducha		
Caminar/Desplazarse en silla de ruedas	Locomoción <i>14 puntos</i>	
Subir y bajar escaleras		
Comprensión	Comunicación <i>14 puntos</i>	
Expresión		
Interacción social	Conocimiento social <i>21 puntos</i>	
Solución de problemas		
Memoria		

El test fue realizado dos veces por los pacientes de ambos sexos, antes de comenzar a usar el sistema de corrección y tras seis meses de uso del mismo. Para comparar los datos, se utilizó la prueba de Wilcoxon para los dos test (inicial y tras seis meses). A continuación se muestran los datos obtenidos por los pacientes (*ver Tabla 42 y 43*):

Tabla 39: Estadísticos descriptivos para el test FIM.

Medida	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
FIM inicial	20	73,40	8,726	58	89
FIM final	20	80,30	8,040	62	93

Tabla 40: Estadísticos de prueba^a.

Característica	FIM final – FIM inicial
Z	-3,943 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	,000

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo.

b. Se basa en rangos negativos.

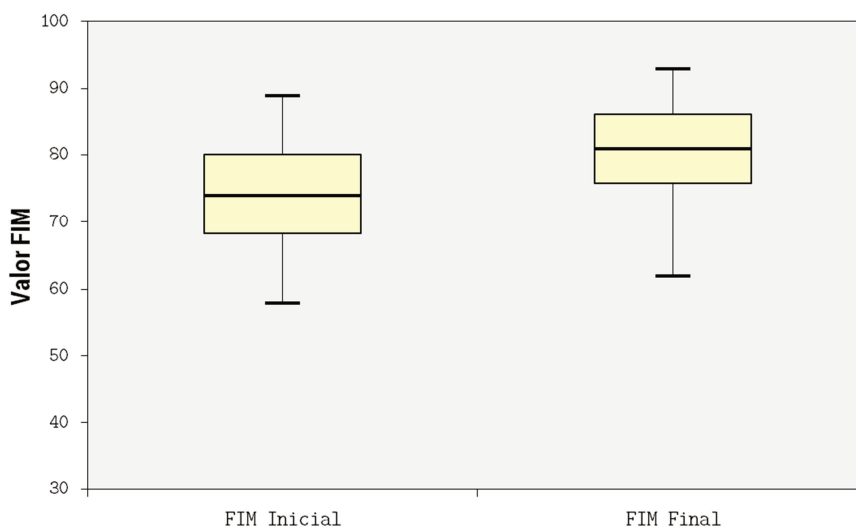


Ilustración 98: Valores de FIM obtenidos por los pacientes.

El valor tipificado del estadístico de prueba Z (Tabla 40: Estadísticos de prueba^a) es igual a -3,943; por tanto, se puede rechazar la hipótesis nula de que la valoración del test 1 es igual que la del test 2. Esto muestra que ha habido una evolución, en positivo, del primer test respecto al segundo, es decir, los pacientes han obtenido mejor puntuación en el test final que en el inicial.

Las siguientes gráficas (*ver Ilustración 99*) muestran los datos obtenidos para cada una de las seis áreas que analiza el test FIM para las dos pruebas en pacientes masculinos y femeninos. Se puede ver cómo hay una evolución en positivo en cada una de las áreas de aplicación de este test, como son el cuidado personal, el control de esfínteres, las trasferencias, la locomoción, la comunicación y por último la cognición social. En las mujeres no hubo mejora significativa en las áreas de locomoción, comunicación y cognición social.

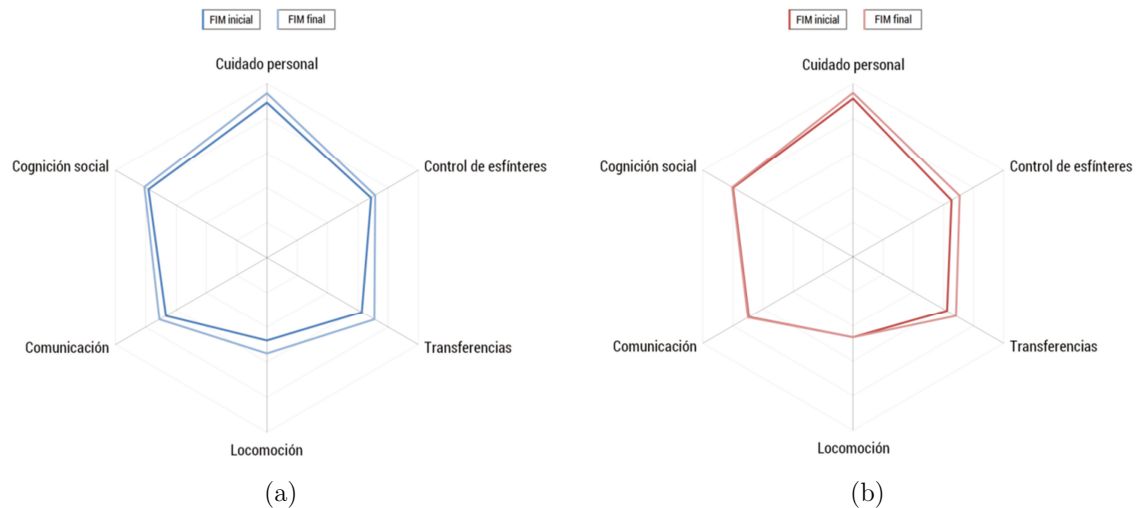


Ilustración 99: (a) Puntuaciones iniciales y finales del test FIM obtenidas por pacientes masculinos; (b) Puntuaciones iniciales y finales del test FIM obtenidas por pacientes femeninas.

Por su parte, el test BBS fue realizado durante las dos fases definidas en el punto 5.2.2 Sistema de escritorio. El test BBS se compone de 14 ítems siendo la puntuación máxima de cada ítem de 4 y la mínima de 0, por lo que el valor máximo obtenido será de 56 y el mínimo de 0. A continuación, se enumeran los ítems que componen el test BBS:

1. *De sedestación a bipedestación*

Por favor, levántese. Intente no ayudarse de las manos.

2. *Bipedestación sin ayuda*

Por favor, permanezca de pie durante dos minutos sin agarrarse

3. *Sedestación sin apoyar la espalda, pero con los pies sobre el suelo o sobre un escalón o taburete.*

Por favor, siéntese con los brazos junto al cuerpo durante 2 min.

4. *De bipedestación a sedestación*

Por favor, siéntese.

5. *Transferencias*

Prepare las sillas para una transferencia en pivote. Pida al paciente pasar primero a un asiento con apoyabrazos y a continuación a otro asiento sin apoyabrazos. Se pueden usar dos sillas (una con y otra sin apoyabrazos) o una cama y una silla.

6. *Bipedestación sin ayuda con ojos cerrados*

Por favor, cierre los ojos y permanezca de pie durante 10 seg.

7. *Permanecer de pie sin agarrarse con los pies juntos*

Por favor, junte los pies y permanezca de pie sin agarrarse.

8. *Llevar el brazo extendido hacia delante en bipedestación*

Levante el brazo a 90 grados. Estire los dedos y llévolo hacia delante todo lo que pueda (El examinador coloca una regla al final de los dedos cuando el brazo está a 90 grados. Los dedos no deben tocar la regla mientras llevan el brazo hacia adelante. Se mide la distancia que el dedo alcanza mientras el sujeto está lo más inclinado hacia adelante. Cuando es posible, se pide al paciente que use los dos brazos para evitar la rotación del tronco).

9. *En bipedestación, recoger un objeto del suelo*

Recoger el objeto (zapato/zapatilla) situado delante de los pies

10. *En bipedestación, girar para mirar atrás sobre los hombros (derecho e izquierdo)*

Gire para mirar atrás a la izquierda. Repita lo mismo a la derecha. El examinador puede sostener un objeto por detrás del paciente al que pueda mirar para favorecer un mejor giro.

11. *Girar 360 grados*

Dar una vuelta completa de 360 grados. Pausa. A continuación repetir lo mismo hacia el otro lado.

12. *Colocar alternativamente los pies en un escalón o taburete estando en bipedestación sin agarrarse*

Sitúe cada pie alternativamente sobre un escalón/taburete. Repetir la operación cuatro veces con cada pie.

13. *Bipedestación con los pies en tándem*

Sitúe un pie delante del otro. Si piensa que no va a poder colocarlo justo delante, intente dar un paso hacia delante de manera que el talón del pie se sitúe por delante del zapato del otro pie. (para puntuar 3 puntos, la longitud del paso debería ser mayor que la longitud del otro pie y la base de sustentación debería aproximarse a la anchura del paso normal del sujeto).

14. *Monopedestación*

Monopedestación sin agarrarse

De igual manera que con el test FIM, este test fue realizado dos veces por los pacientes de ambos sexos, antes de comenzar a usar el sistema de corrección y tras seis meses de uso del mismo. Para comparar los datos, se utilizó nuevamente la prueba de Wilcoxon. A continuación se muestran los datos obtenidos por los pacientes:

Tabla 41: Estadísticos descriptivos para el test BBS.

Medida	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
BBS inicial	20	42,150	2,75824	38	47
BBS final	20	45,350	2,03328	40	49

Tabla 42: Estadísticos de prueba^a.

Característica	BBS final – BBS inicial
Z	-3,846 ^b
Sig. asintótica (bilateral)	,000

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo.

b. Se basa en rangos negativos.

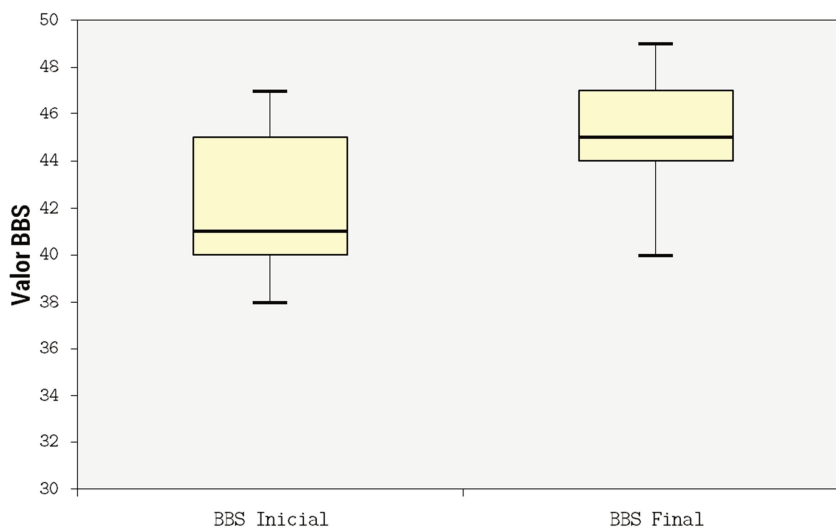


Ilustración 100: Valores de BBS obtenidos por los pacientes.

El valor Z obtenido (Tabla 42: Estadísticos de prueba) fue -3,846, por lo que se rechaza la hipótesis nula de que la valoración del test 1 es igual que la del test2. Esto muestra la evolución en positivo obtenida del primer test al segundo test en ambos sexos. De igual forma que con el test FIM, la mejora sufrida de la evaluación *ex ante* a la evaluación *ex post* no se puede asociar exclusivamente al sistema, si bien estos datos se han obtenido tras el uso tanto del sistema de corrección como del sistema web.

Ambos test obtuvieron correlación mutua tanto en la primera prueba como en la segunda prueba (tras seis meses de uso). Para ello se calculó el cociente de correlación de Spearman, ya que se trata de datos no normalizados. La siguiente tabla (Tabla 43: Correlaciones entre los test FIM y BBS iniciales) muestra los datos para las puntuaciones iniciales de los test, FIM y BBS.

Tabla 43: Correlaciones entre los test FIM y BBS iniciales.

Coeficiente		FIM inicial	BBS inicial
σ de Spearman	FIM inicial	Coeficiente de correlación	1,000
		Sig. (bilateral)	,598**
	BBS inicial	Coeficiente de correlación	,598**
		Sig. (bilateral)	,005

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (2 colas).

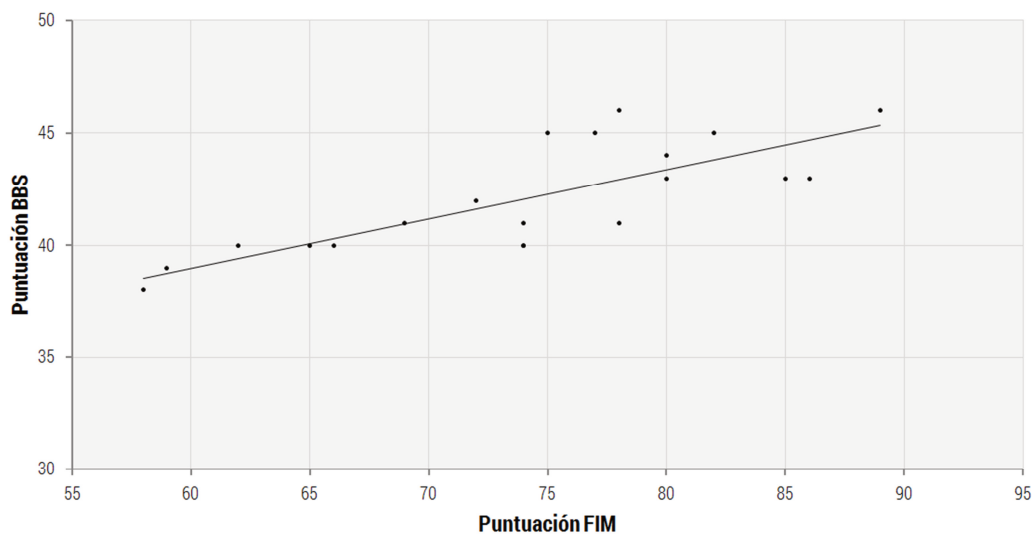


Ilustración 101: Puntuación FIM inicial vs puntuación BBS inicial.

Como se aprecia en la Ilustración 101: Puntuación FIM inicial vs puntuación BBS inicial, el modelo lineal simple ajusta, con mínimos errores, la evolución de las puntuaciones FIM en función de las puntuaciones BBS. Esto implica que a mayor valor del test FIM, mayor valor del test BBS (correlación lineal positiva). El valor de correlación para la τ de Kendall fue de 0,486, mientras que para la σ de Spearman el valor de correlación fue de 0,598, siendo el primero de ellos correlación positiva moderada y el segundo de ellos correlación positiva fuerte.

La siguiente tabla (Tabla 44: Correlaciones entre los test FIM y BBS finales) muestra los valores de correlación obtenidos con los datos obtenidos de las pruebas FIM y BBS tras seis meses de uso de la herramienta.

Tabla 44: Correlaciones entre los test FIM y BBS finales.

Coeficiente		FIM final	BBS final
σ de Spearman	FIM final	Coeficiente de correlación	1,000
		Sig. (bilateral)	,004
	BBS final	Coeficiente de correlación	,613**
		Sig. (bilateral)	,004

** . La correlación es significativa en el nivel 0,01 (2 colas).

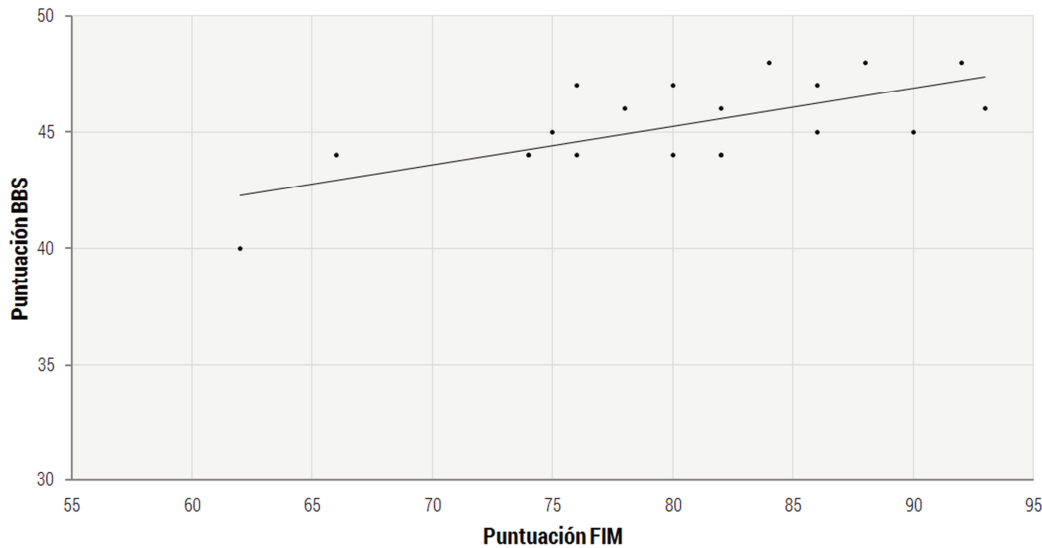


Ilustración 102: Puntuación FIM final vs puntuación BBS final.

Como se aprecia en la Ilustración 102: Puntuación FIM final vs puntuación BBS final, el modelo lineal simple ajusta nuevamente la evolución de las puntuaciones FIM en función de las puntuaciones BBS. Como en el caso anterior con los valores iniciales del test, esto implica que a mayor valor del test FIM, mayor valor del test BBS (correlación lineal positiva). En este caso, el valor de correlación para la τ de Kendall fue de 0,481, mientras que para la σ de Spearman el valor de correlación fue de 0,613, siendo el primero de ellos correlación positiva moderada y el segundo de ellos correlación positiva fuerte.

Estos resultados indican que cuando una de las dos medidas mejora, ya sea el BBS o el FIM, la otra también lo hace, ya que en las dos pruebas, los resultados así lo indican. En este sentido, ya se conocía de antemano que estas pruebas correlacionan entre sí ($r=0,47$ a $0,70$; $p<0,05$ [Juneja+98a] y $r=0,76$; $p<0,001$ [Wee+99]), pero de todos modos, se ha demostrado mediante el experimento que así sucede.

Además de estos test, el sistema de control postural recoge datos de las sesiones físicas del paciente. Así, se han recogido, para este análisis, tanto los ángulos máximos alcanzados como el tiempo de reacción ante una mala posición. A semejanza de los test anteriores, se han realizado dos pruebas, la primera de ellas tomado los datos durante un mes de uso y la segunda de ella tras seis meses de uso a partir del primer mes. La prueba de Wilcoxon ha dado los siguientes resultados:

Tabla 45: Estadísticos descriptivos para los ángulos y los tiempos de reacción.

Medida	N	Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Ángulo máximo inicial	20	20,8500	2,23077	16,00	24,00
Ángulo máximo final	20	20,1000	2,44734	14,00	23,00
Tiempo reacción inicial	20	6,0000	,91766	4,00	7,00
Tiempo reacción final	20	5,2500	1,01955	3,00	7,00

Tabla 46: Estadísticos de prueba^a.

Característica	Ángulo MAX inicial – Ángulo MAX final	Tiempo reacción inicial – Tiempo reacción final
Z	-3,217 ^c	-3,217 ^c
Sig. asintótica (bilateral)	,001	,001

a. Prueba de Wilcoxon de los rangos con signo.

b. Se basa en rangos negativos.

c. Se basa en rangos positivos.

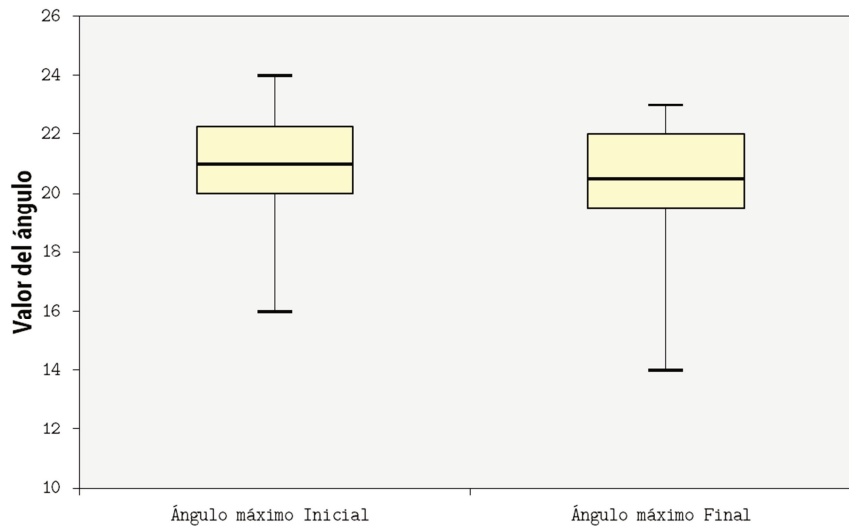


Ilustración 103: Valores de ángulos obtenidos por los pacientes.

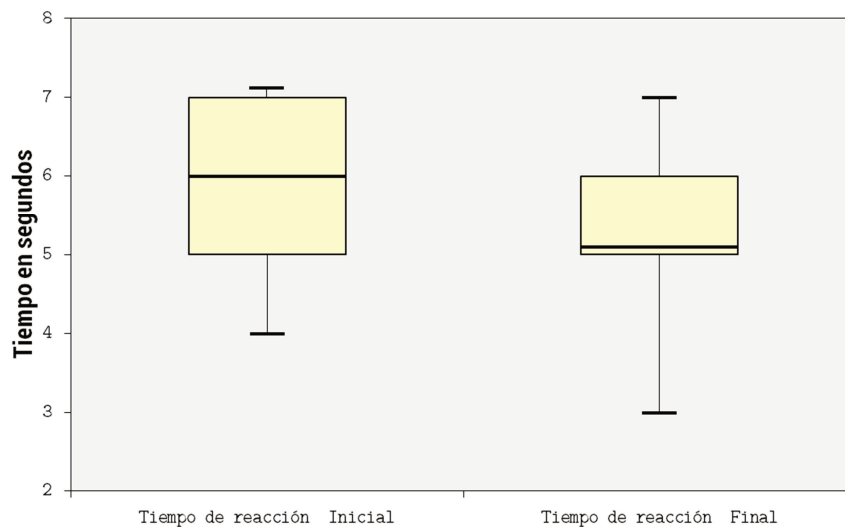


Ilustración 104: Valores de tiempo de reacción obtenidos por los pacientes.

El valor Z ha sido de -3,217 en ambos casos, con una significancia de 0,001. De esta forma, se rechaza la hipótesis nula de que la valoración del test 1 es igual que la del test 2 para ambos casos. Estos datos indican que hay una mejora en los resultados de un test a otro, en este caso una reducción en los valores, no un aumento, es decir, menor ángulo y menor tiempo de reacción respectivamente.

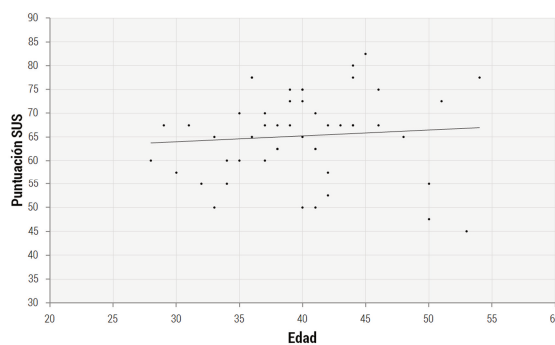
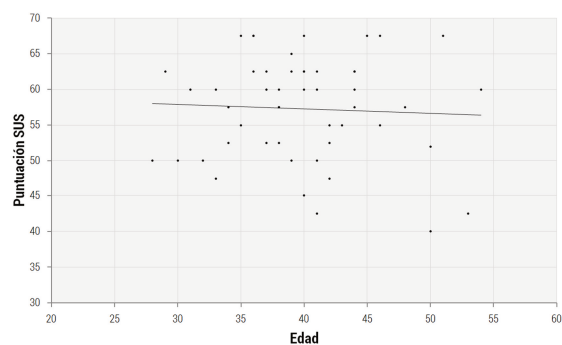
5.2.3 Análisis de correlaciones

Finalmente, se ha realizado un análisis de correlaciones a través del coeficiente no paramétrico σ de Spearman, debido a que los datos no son normales, entre los diferentes datos obtenidos: SUS-sexo-profesión (profesionales y pacientes) y FIM-BBS-ángulos-tiempos de reacción (pacientes), tanto iniciales como finales.

Comenzando con SUS-sexo-profesión, la siguiente tabla (Tabla 47: Correlaciones entre el sexo, la edad y los valores SUS en pacientes) muestra los datos relativos a las correlaciones entre los valores de SUS, la profesión y el sexo.

Tabla 47: Correlaciones entre el sexo, la edad y los valores SUS en pacientes.

Coeficiente		Edad	Profesión	P1	P2	P3	
σ de Spearman	Edad	Coeficiente de correlación	1,000	-,262	-,001	,173	,117
		Sig. (bilateral)		,066	,993	,229	,416
		N	50	50	50	50	50
	Profesión	Coeficiente de correlación	-,262	1,000	-,163	-,218	-,254
		Sig. (bilateral)	,066		,257	,128	,076
		N	50	50	50	50	50
	P1	Coeficiente de correlación	-,001	-,163	1,000	,856	,824
		Sig. (bilateral)	,993	,257		,000	,000
		N	50	50	50	50	50
	P2	Coeficiente de correlación	,173	-,218	,856	1,000	,931
		Sig. (bilateral)	,229	,128	,000		,000
		N	50	50	50	50	50
	P3	Coeficiente de correlación	,117	-,254	,824	,931	1,000
		Sig. (bilateral)	,416	,076	,000	,000	
		N	50	50	50	50	50



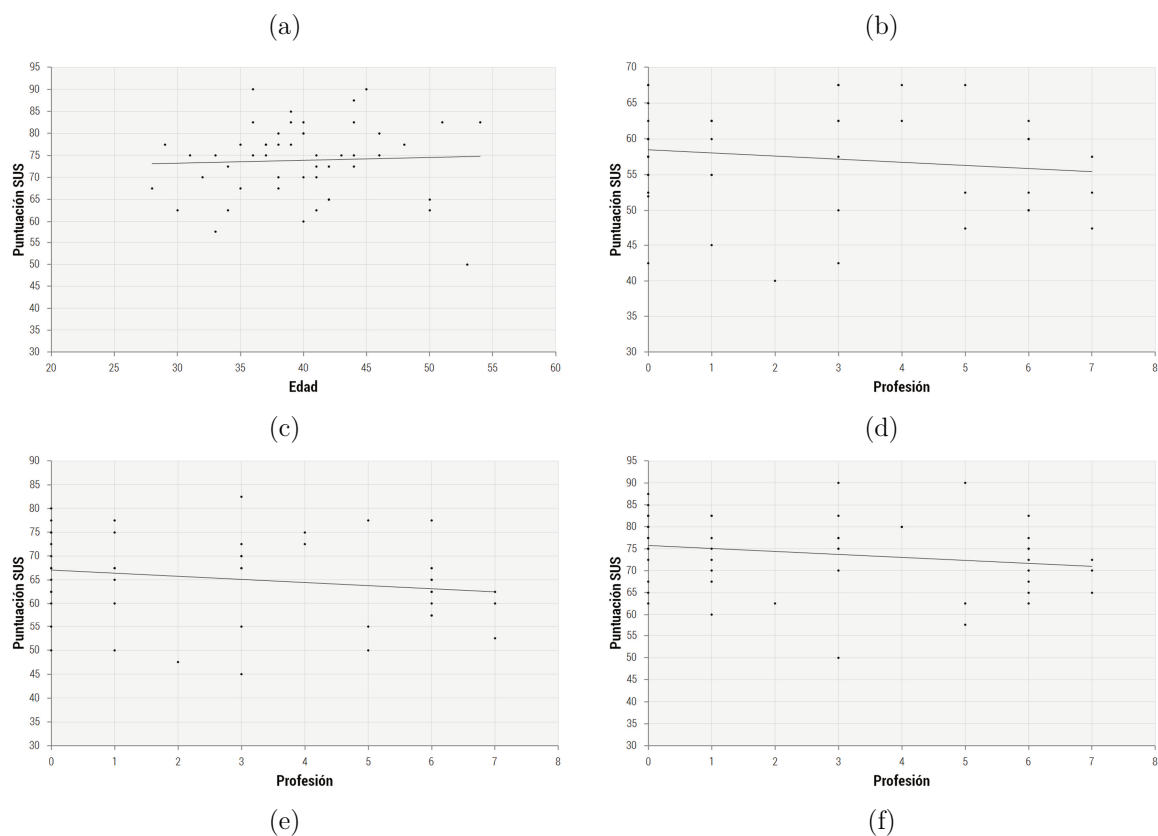


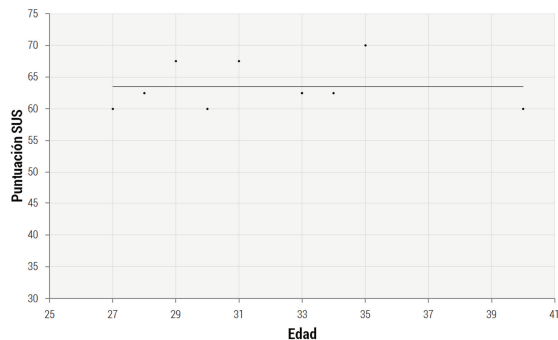
Ilustración 105: (a) Correlación edad-valor SUS para P1; (b) Correlación edad-valor SUS para P2; (c) Correlación edad-valor SUS para P3; (d) Correlación profesión-valor SUS para P1; (e) Correlación profesión-valor SUS para P2; (f) Correlación profesión-valor SUS para P3.

Tanto de la tabla (Tabla 47: Correlaciones entre el sexo, la edad y los valores SUS en pacientes) como de la ilustración (*ver Ilustración 105*) anteriores, se puede extraer que ni la edad ni la profesión de los pacientes presentan correlación alguna con los valores SUS obtenidos en los tres prototipos. Por lo tanto, en este estudio, se puede afirmar que ni la edad ni la profesión tienen relevancia a la hora de valorar los sistemas, por lo que en este sentido, el test SUS es independiente de estos factores.

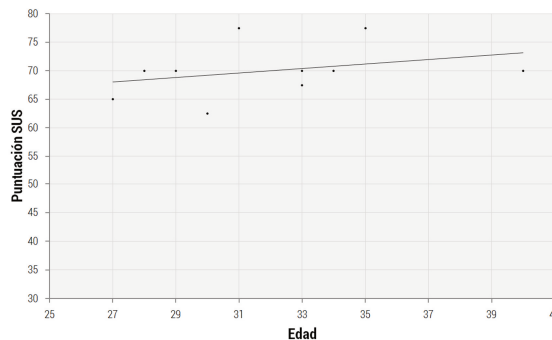
Tabla 48: Correlaciones entre el sexo, la edad y los valores SUS en profesionales.

		Coefficiente	Edad	Profesión	P1	P2	P3
σ de Spearman	Edad	Coefficiente de correlación	1,000	,397	,153	,429	,434
		Sig. (bilateral)		,256	,673	,215	,211
		N	10	10	10	10	10
	Profesión	Coefficiente de correlación	,397	1,000	,612	,465	,452
		Sig. (bilateral)	,256		,060	,175	,189
		N	10	10	10	10	10
	P1	Coefficiente de correlación	,153	,612	1,000	,786	,700
		Sig. (bilateral)	,673	,060		,007	,024
		Nº	10	10	10	10	10
	P2	Coefficiente de correlación	,429	,465	,786	1,000	,701
Sig. (bilateral)		,215	,175	,007		,024	

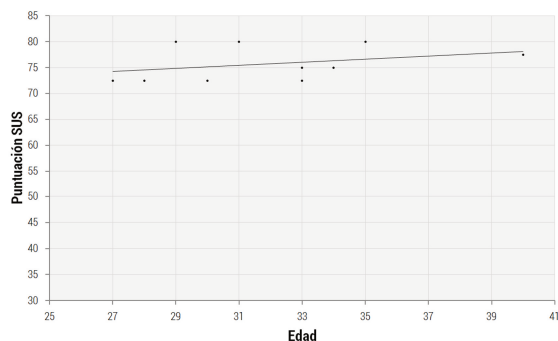
	N	10	10	10	10	10
P3	Coefficiente de correlación	,434	,452	,700	,701	1,000
	Sig. (bilateral)	,211	,189	,024	,024	
	N	10	10	10	10	10



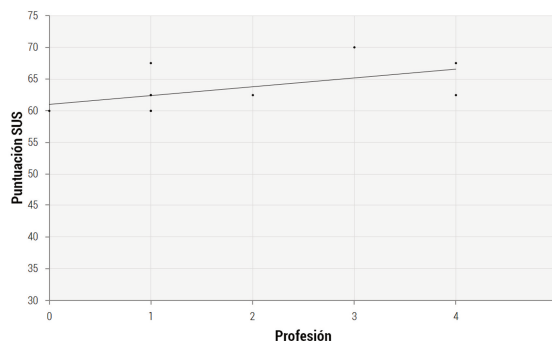
(a)



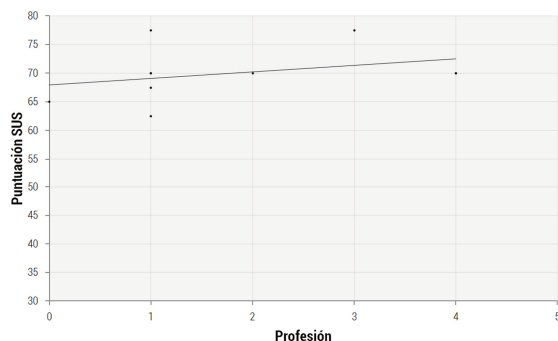
(b)



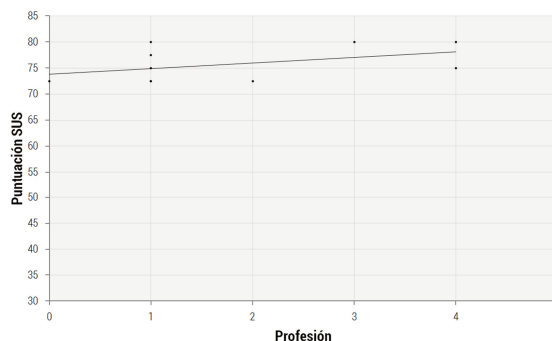
(c)



(d)



(e)



(f)

Ilustración 106: (a) Correlación edad-valor SUS para P1; (b) Correlación edad-valor SUS para P2; (c) Correlación edad-valor SUS para P3; (d) Correlación profesión-valor SUS para P1; (e) Correlación profesión-valor SUS para P2; (f) Correlación profesión-valor SUS para P3.

Al igual que con los pacientes, los datos obtenidos por los profesionales no presentan correlación a nivel de sexo o profesión respecto a los valores de SUS obtenidos en los tres prototipos. Por lo tanto, y con los datos obtenidos, se puede afirmar que ni el sexo ni la profesión tienen incidencia en cuanto a la valoración que se hace a través del test SUS.

La siguiente tabla (Tabla 49: Correlaciones entre los test FIM y BBS iniciales y el ángulo y tiempo de reacción iniciales) muestra los resultados de correlación para los valores iniciales de FIM, BBS, ángulos y tiempos de reacción.

Tabla 49: Correlaciones entre los test FIM y BBS iniciales y el ángulo y tiempo de reacción iniciales.

Coeficiente		Ángulo MAX INI	Tiempo reacción INI
σ de Spearman	FIM inicial	Coeficiente de correlación	,028
		Sig. (bilateral)	,906
	BBS inicial	Coeficiente de correlación	,226
		Sig. (bilateral)	,338
			-,071
			,767
			-,186
			,432

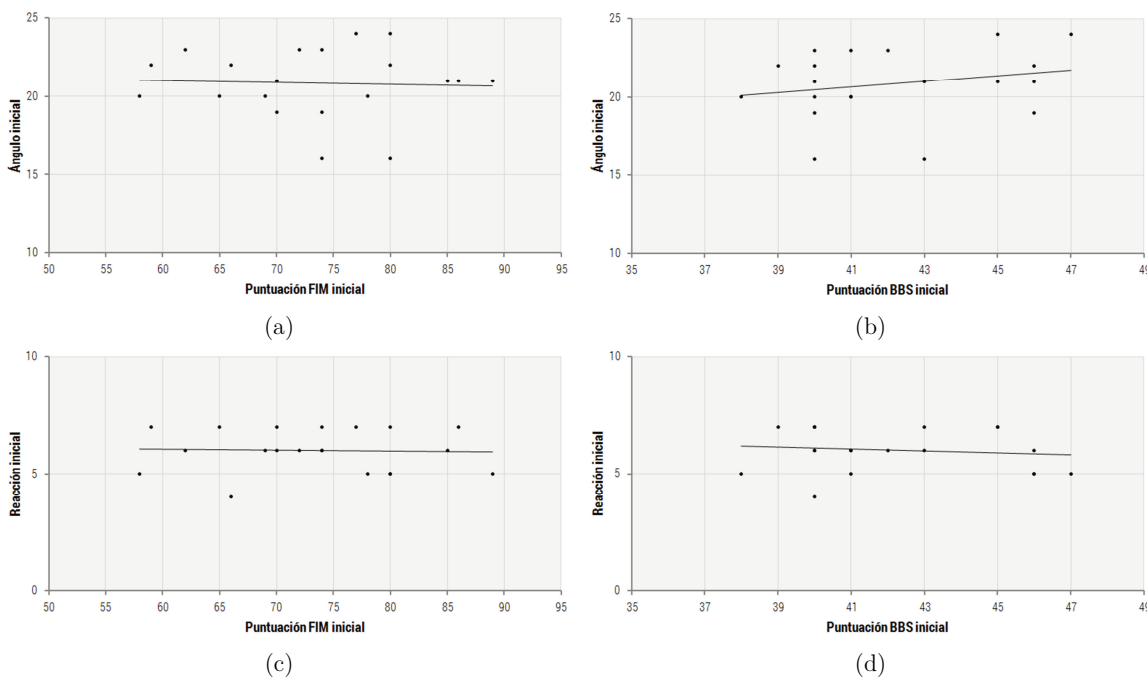


Ilustración 107: (a) Puntuación FIM inicial vs ángulo inicial; (b) Puntuación BBS inicial vs ángulo inicial; (c) Puntuación FIM inicial vs tiempo reacción inicial; (d) Puntuación BBS inicial vs tiempo de reacción inicial.

De la Tabla 49: Correlaciones entre los test FIM y BBS iniciales y el ángulo y tiempo de reacción iniciales, se ve cómo ni el ángulo de inclinación inicial ni el tiempo de reacción inicial presentan correlación con los test FIM y BBS iniciales. La lectura que se puede hacer de estos resultados es que el sistema de corrección postural actúa sobre parámetros que difieren de los analizados por los test FIM y BBS, por lo que tiene sentido compaginar el uso de los test con el sistema de corrección. A pesar de que no haya correlación, si se puede ver la tendencia que siguen los datos: a mayores datos de FIM-BBS menores datos de ángulos y tiempos de reacción.

La Tabla 50: Correlaciones entre los test FIM y BBS finales y el ángulo y tiempo de reacción finales, presenta los resultados de correlación para los valores finales tanto de los test FIM, BBS como de los ángulos y tiempos de reacción.

Tabla 50: Correlaciones entre los test FIM y BBS finales y el ángulo y tiempo de reacción finales.

Coeficiente		Ángulo MAX FIN	Tiempo reacción FIN
σ de Spearman	FIM final	Coeficiente de correlación	-,100
		Sig. (bilateral)	,674
	BBS final	Coeficiente de correlación	-,011
			-,408
			,074
			-,150

		Sig. (bilateral)	,962	,528
--	--	------------------	------	------

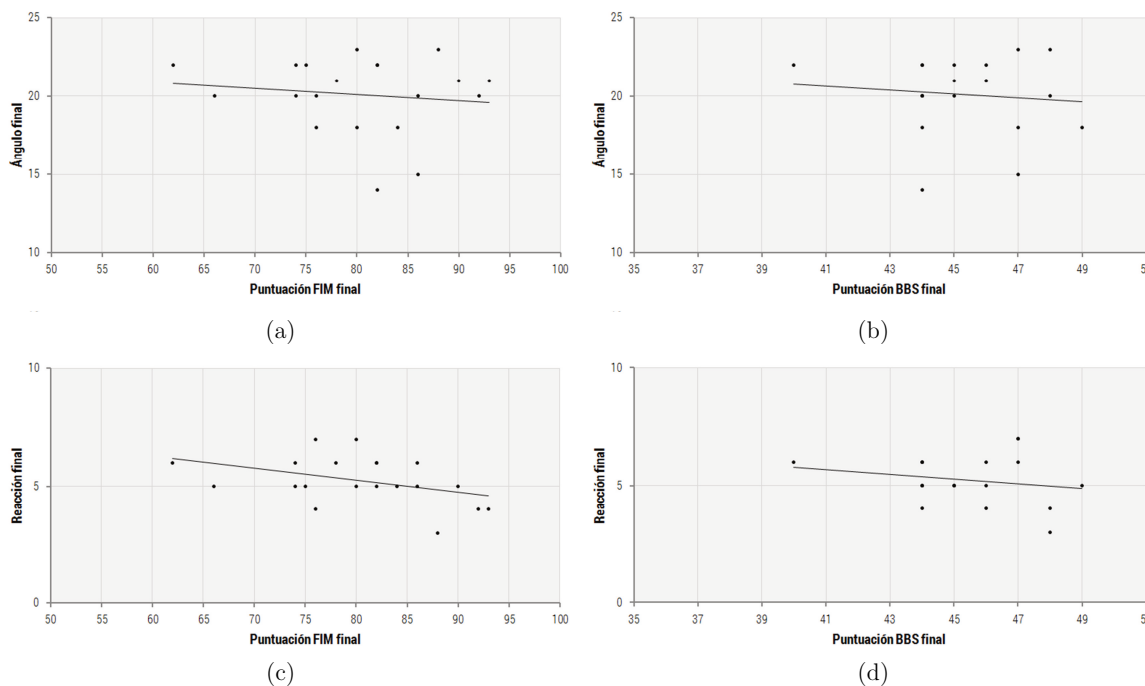


Ilustración 108: (a) Puntuación FIM final vs ángulo final; (b) Puntuación BBS final vs ángulo final; (c) Puntuación FIM final vs tiempo reacción final; (d) Puntuación BBS final vs tiempo de reacción final.

Como en el caso anterior con los datos iniciales, los resultados finales muestran que no hay correlación entre los test FIM-BBS y los datos obtenidos por el sistema de corrección. La lectura anterior se puede extrapolar aquí, ya que los datos siguen la misma tónica que en el análisis anterior. A pesar de esto, la valoración que se puede hacer es que a mayores datos de FIM-BBS menores datos de ángulos y tiempos de reacción. Se ha visto en las páginas anteriores cómo los resultados obtenidos en los test FIM y BBS han sido satisfactorios, mostrando una mejoría del test inicial al test final.

En la literatura hay varios sistemas relacionados directa o indirectamente con el sistema web/de corrección y/o la patología de la EM que han utilizado, entre otros, los test FIM y BBS.

Uno de ellos es un sistema de rehabilitación física en web para pacientes con EM que hace uso del sensor Kinect [Lozano-Quilis+14a]. Este sistema, usado con 11 pacientes, obtuvo una puntuación BBS antes del tratamiento de 48 ± 6.325 y tras el tratamiento, una puntuación de 50.3 ± 5.630 (no se especifica el tiempo transcurrido entre las tomas de datos).

El siguiente sistema estudiado ha sido un pilotaje de un sistema de tele-rehabilitación en el hogar en pacientes con EM [Finkelstein+08a]. El pilotaje fue llevado a cabo por 12 pacientes, y en dos fases, obteniendo una puntuación inicial BBS de 38.8 ± 11.1 y una puntuación BBS tras 12 semanas de uso del sistema de 43.1 ± 9.9 .

Seguidamente se estudió un trabajo el cual estaba centrado en comprobar la viabilidad en el uso de un sistema de tele-rehabilitación física en adultos con movilidad reducida [Wood+12a]. El estudio se realizó con 10 pacientes mayores de 50 años en dos test con 12 semanas de diferencia. El valor BBS inicial fue de 36.6 ± 12.1 y el obtenido tras 12 semanas fue de 41.7 ± 11.1 .

El último sistema estudiado se centra en la efectividad de un programa de rehabilitación para personas con EM respecto a otras sin ese programa específico. Esta prueba se realizó sobre 101 pacientes (51 de control y 49 en tratamiento) durante 12 meses y los pacientes en tratamiento obtuvieron una puntuación FIM inicial de 75.2 ± 12.66 , y tras los 12 meses la puntuación fue de 78.87 ± 13.04 , mejorando respecto al grupo de control y presentado menor empeoramiento en su estado físico. La siguiente tabla (*ver Tabla 51*) muestra la puntuación obtenida en los test FIM y BBS en los sistemas comparados, junto con la puntuación obtenida por el sistema desarrollado.

Tabla 51: Comparativa de valores medios de FIM y BBS de sistema web médicos.

Sistema	Puntuación BBS		Puntuación FIM	
	Antes	Después	Antes	Después
Sistema 1	48 ± 6.325	50.3 ± 5.630	-	-
Sistema 2	38.8 ± 11.1	43.1 ± 9.9	-	-
Sistema 3	36.6 ± 12.1	41.7 ± 11.1	-	-
Sistema 4	-	-	75.2 ± 12.66	78.87 ± 13.04
Sistema propio	42.150 ± 2.758	45.350 ± 2.033	$73,40 \pm 8,726$	$80,30 \pm 8,040$

5.3 Sumario

Este capítulo ha presentado al lector los resultados obtenidos durante el experimento, dividiéndolo en dos partes: por una parte el sistema web y por otra parte el sistema de escritorio.

Para la validación del sistema web se ha hecho uso del test SUS, test con un amplio recorrido y muy usado a la hora de valorar la usabilidad, de la manera más objetiva posible, por parte de los usuarios finales, en este caso profesionales sanitarios y pacientes con EM. Para esto se definieron tres momentos de toma de datos, cada uno relacionado con el momento del desarrollo del sistema web (prototipo inicial, intermedio y final). De esta forma se obtuvieron tres baterías de datos, los cuales se alinearon con la evolución del sistema, ya que en cada uno de estos test, se obtuvieron mejores puntuaciones. En el primer test, la puntuación obtenida fue menor que la “definida oficialmente” como puntuación base a partir de la cual el sistema se entiende como usable, 68 puntos sobre 100 posibles. A partir del segundo prototipo, la puntuación mejoró superando este valor de 68, llegando a los 73/75 para el último prototipo. En el análisis estadístico se obtuvieron correlaciones positivas ($p > 0.05$) entre los test, tanto a nivel global, como a nivel de pares, tanto para los profesionales como para los pacientes.

Para la valoración del sistema de corrección, se hizo uso del test FIM y BBS, ampliamente utilizados en estudios relacionados con la EM. En este caso se especificaron dos momentos de valoración, una primera muestra y una segunda muestra tras seis meses de uso. Así, se pudieron comparar los datos iniciales con los finales y ver si hubo evolución entre ellos. En este caso se obtuvieron mejores resultados en la segunda muestra para ambos test, obteniendo también correlación entre ellos ($p > 0.05$). Junto con los datos de los test FIM y BBS, el sistema de corrección postural obtuvo información como el ángulo máximo alcanzado por el usuario, así como el tiempo de reacción tras indicarle el sistema que debe colocarse correctamente. Estos datos mejoraron de un test a otro, si bien no obtuvieron correlación ($p < 0.05$) con los datos obtenidos por los test FIM y BBS.

Conclusiones y líneas futuras

Este capítulo final muestra al lector las conclusiones derivadas del experimento llevado a cabo a través del sistema *ad-hoc* diseñado para ello. En este sentido, primeramente se hará una valoración de la hipótesis de partida definida para este trabajo, pasando a valorar el objetivo principal y los sub-objetivos

derivados de este objetivo. Para finalizar, se hará un trabajo valorativo acerca de las posibles líneas de actuación futura, las cuales tendrán como punto de partida el trabajo desarrollado hasta este día, planteando aquellas mejoras o actuaciones a realizar para ampliar el sistema y ofrecer mejoras para el colectivo al que ha ido dirigido el experimento.

“

No sin motivo los antiguos decían que en el fin se encuentra el inicio

Vasili Grossman

”

«HACIENDO USO DE LA TECNOLOGÍA DE CÁLCULO DE PROFUNDIDAD PARA IMÁGENES TIME-OF-FLIGHT (TOF), ES POSIBLE DETECTAR Y RECONOCER DURANTE LA EJECUCIÓN DE EJERCICIOS DE REHABILITACIÓN, LOS MOVIMIENTOS QUE REALIZAN LOS PACIENTES CON ESCLEROSIS MÚLTIPLE PARA ANALIZARLOS Y APLICAR UNA CORRECCIÓN EN TIEMPO REAL. EL ANÁLISIS PREVIO A LA CORRECCIÓN SE REALIZARÁ MEDIANTE EL DESARROLLO DE ALGORITMOS DE PROCESAMIENTO DE IMÁGENES QUE SE COMBINARÁN CON UN SISTEMA WEB. ESTA CORRECCIÓN SUPONDRÁ UNA MEJORA OBJETIVA, QUE REPERCUTIRÁ EN LA EVOLUCIÓN DE LOS PACIENTES»

Esta ha sido la hipótesis que ha dirigido este trabajo durante el tiempo empleado para su consecución, el cual acaba en este capítulo de conclusiones y líneas futuras. A lo largo de los diferentes capítulos, se ha ido validando esta hipótesis, teniendo especial importancia los capítulos 4, diseño, y 5, resultados. Así, puedo afirmar que la hipótesis de partida ha sido válida, lo que conlleva a decir que un sistema que hace uso de una cámara con tecnología de tiempo de vuelo, junto con un sistema web de tele-rehabilitación, puede complementar a las terapias físicas tradicionales aportando

un plus, tanto para los pacientes como para los profesionales, ya que ofrece mecanismos válidos y validados por los propios participantes para tratar la enfermedad y su evolución de una manera correcta y efectiva.

Junto con la hipótesis de partida, se definió un objetivo principal que se subdividió a su vez en cuatro sub-objetivos. Comienzo con el objetivo principal, que fue el siguiente:

OBJETIVO DISEÑAR Y VALIDAR UNA HERRAMIENTA AD-HOC QUE PERMITA REALIZAR UN SEGUIMIENTO EN TIEMPO REAL DE LOS PACIENTES CON ESCLEROSIS MÚLTIPLE DURANTE LAS SESIONES FÍSICAS YA SEA EN EL CENTRO DE SALUD O EN SU HOGAR

El objetivo principal de este trabajo fue diseñar un sistema que pudiera ser usado tanto en el centro de salud como en el propio hogar del paciente y que diera información sobre el desarrollo de los ejercicios físicos durante las sesiones de rehabilitación, tanto a pacientes como a profesionales.

En este sentido se desarrolló, siempre teniendo en cuenta las demandas de los profesionales, un sistema que, mediante el uso de una cámara con tecnología avanzada (time of flight en este caso) analizase, en tiempo real, la realización de los ejercicios para corregir las posturas erróneas o poco convenientes.

Así, este sistema se usó en áreas como la Logopedia, donde una buena posición de la cabeza es de suma importancia, así como en áreas de Rehabilitación y Fisioterapia, donde la postura presenta especial importancia ya que de lo contrario la terapia física no ofrece todo el rendimiento esperado y puede afectar negativamente al estado físico general del paciente (impacto en músculos y órganos internos). Los resultados obtenidos han sido reveladores y han ofrecido una mejoría en aquellos pacientes que han hecho uso del sistema, reportando mejoría a través de diferentes test, como el FIM y el BBS.

Como se ha comentado anteriormente, el objetivo principal se dividió en cuatro sub-objetivos, los cuales se comentarán a continuación:

SUB-OBJETIVO 1 ANALIZAR LA EVOLUCIÓN FÍSICA DE LOS PACIENTES A TRAVÉS DEL SISTEMA DE SEGUIMIENTO, ANALIZANDO LAS VARIABLES OBJETIVAS DEFINIDAS

Durante los meses de duración del experimento haciendo uso tanto del sistema web como del sistema de corrección postural, los pacientes con EM que lo utilizaron mostraron una evolución de su psicomotricidad, en positivo.

Los profesionales compaginaron las sesiones físicas en el centro de salud con tratamientos para que los pacientes los realizasen desde su hogar. Esto, sumado al sistema de corrección postural, hizo que los profesionales contaran con información adicional respecto a la información habitual, además de que esta información estuviera disponible para todos los profesionales de manera centralizada en el sistema en sí mismo. Así, con toda esta información, los profesionales pudieron adecuar las terapias y ejercicios de acuerdo a la respuesta dada por los pacientes a través del sistema, respuesta validada por el profesional.

Por este motivo, puedo decir que este sub-objetivo se ha alcanzado en su totalidad, ya que el sistema ha permitido una evolución en la forma de llevar a cabo las terapias y tratamientos de los pacientes con EM.

SUB-OBJETIVO 2 VALIDAR LAS TERAPIAS PSICOMOTRICES APLICADAS A LOS PACIENTES CON ESCLEROSIS MÚLTIPLE MEDIANTE EL SISTEMA DE SEGUIMIENTO DISEÑADO

El segundo sub-objetivo se centró en el sistema web. Este sistema permitió a los pacientes continuar con las terapias más allá de los límites del centro de salud, esto es, continuar con su tratamiento desde su hogar en el momento más adecuado para ellos, evitando así la pérdida de los avances realizados debido al tiempo de espera sin realizar la terapia (sesiones realizadas en el centro de salud cada semana). La respuesta en este sentido fue muy satisfactoria, ya que los pacientes hicieron uso del sistema con regularidad, permitiendo de esta forma continuar con su terapia sin sufrir parones no deseados.

Los profesionales, por su parte, pudieron definir trabajos específicos y complementarios a los realizados en el centro de salud para cada uno de los pacientes del experimento. Así, obtuvieron información extra sobre cada uno de ellos, haciendo que los nuevos tratamientos fueran más efectivos ya que estaban enfocados en aquellas áreas cuyos datos eran peores. Además, el uso de este sistema web se ha establecido prácticamente como estándar en áreas como la Logopedia y la Rehabilitación, donde se realizaba todo de manera manual y con material rudimentario/obsoleto, además de servir como repositorio multimedia centralizado donde poder acceder en cualquier momento para recabar información acerca de un ejercicio o el histórico de un paciente.

Con todo esto, puedo afirmar que este sub-objetivo se ha conseguido alcanzar en su totalidad, permitiendo a los profesionales complementar sus tratamientos tradicionales con este sistema y a los pacientes tener un sistema con el que continuar su tratamiento, fomentando su *empoderamiento*, el cual les convierte en los protagonistas de su enfermedad.

SUB-OBJETIVO 3 VALIDAR UN SISTEMA DE SEGUIMIENTO EN TIEMPO REAL MEDIANTE UNA CÁMARA CON TECNOLOGÍA DE TIEMPO DE VUELO

Si el anterior sub-objetivo estaba ligado al sistema web de seguimiento, este sub-objetivo está relacionado con el sistema de corrección postural. Para el sistema de corrección se barajaron varias tecnologías, como son las cámaras tradicionales (webcam), las cámaras con tecnología de luz estructurada (Kinect) y finalmente las cámaras con tecnología de tiempo de vuelo (DS311).

La primera opción se descartó debido a que la viabilidad de hacer un sistema robusto, en tiempo real y con recursos limitados (*PCs* de bajo rendimiento) era prácticamente inviable. Por eso, la elección estaba entre la tecnología de tiempo de vuelo y la tecnología de luz estructurada.

En el momento de la elección, la tecnología de luz estructurada llevaba unos meses presente, a nivel de usuario, gracias a la primera versión de la cámara Kinect de Microsoft, y la tecnología de tiempo de vuelo se presentaba como novedad, nuevamente a nivel de usuario, mediante la cámara DS311. Además, como se ha demostrado posteriormente con la nueva versión de Kinect, que hace uso de la tecnología de tiempo de vuelo, la cual presentaba en ese momento y en la actualidad presenta

mejoras respecto a la tecnología de luz estructurada, como es una mayor resolución en cuanto al mapa de profundidad, permitiendo una mejor detección de elementos en pantalla.

Así, con la tecnología elegida, el sistema de corrección se construyó en base a las necesidades y recomendaciones ofrecidas por los profesionales. Debido a esto, el sistema se centró en la corrección postural de las áreas tronco-cabeza, áreas que deben mantener una correcta postura durante la ejecución de los ejercicios. En la parte de resultados se ha visto como este sistema ha llevado a los pacientes que han hecho uso del mismo a mejorar en ciertas áreas como son las relacionadas con la independencia, hecho que provoca una mejoría en su calidad de vida.

Los resultados obtenidos en los test utilizados para el análisis (FIM y BBS) han dado resultados satisfactorios con una mejoría del primer test respecto al segundo, lo que indica que el uso del sistema, de forma continuada, hace que el estado físico de los pacientes mejore, o en el peor de los casos, se mantenga; por lo que, nuevamente, este sub-objetivo ha sido superado en su totalidad,

SUB-OBJETIVO 4 COMPARAR EL SISTEMA DESARROLLADO CON SISTEMAS DISPONIBLES
SIMILARES COMERCIALES

En los últimos tiempos se han presentado a la comunidad sistemas que hacen uso de cámaras avanzadas (Kinect), para tratar terapias rehabilitadoras “innovadoras”. En este sentido, estos trabajos se centran en terapias rehabilitadoras físicas, no centrándose en una patología específica como son enfermedades neurodegenerativas como la EM.

En la actualidad hay algún sistema comercial de tele-rehabilitación para pacientes con enfermedades neurodegenerativas. El primero de ellos, VirtualRehab (Virtual Rehabilitation System) [16] es un sistema de rehabilitación física que hace uso de la tecnología Kinect basado en videojuegos que permite la monitorización del progreso de los pacientes. Presenta un modelo de negocio basado bajo demanda y su versión gratuita está limitada a 10 pacientes. Los profesionales no pueden añadir ejercicios al sistema, ya que se compone de una batería limitada de seis juegos, los cuales deben ser desarrollados, lo que hace del sistema poco escalable.

El siguiente sistema se denomina Jintronix [17] y combina tratamientos basados en la evidencia, juegos y sensores físicos para ofrecer una rehabilitación física divertida. En este caso, el hecho de incluir sensorica física, hace que el sistema sea complicado de usar, poniendo barreras a los usuarios finales, lo que puede provocar un rechazo del sistema.

Por último, el sistema de Kinetisense [18] obtiene beneficios de la nueva versión de la cámara Kinect, permitiendo obtener mayor precisión en cuanto a la monitorización de las posiciones de los pacientes. La desventaja que presenta es que todo el sistema es una aplicación de escritorio para Windows, que se debe instalar y configurar, lo que provoca nuevamente rechazo por parte de los usuarios finales, los cuales normalmente no aceptan estas “complicaciones”.

La siguiente tabla muestra, a modo de resumen, estos sistemas en comparación con la solución diseñada para este trabajo, emHEALTH.

Tabla 52: Comparativa de sistema comerciales.

Sistema	Objetivo	Arquitectura	Modelo de negocio
VirtualRehab	<ul style="list-style-type: none"> - Neurodegenerativo - Neuromuscular - Movilidad 	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicación web - Nube - Kinect 	<ul style="list-style-type: none"> - Basic OnPremises - Unlimited OnPremises - Unlimited SaaS
Jintronix	<ul style="list-style-type: none"> - Neuromuscular - Movilidad 	<ul style="list-style-type: none"> - PC Windows 7/8 - Nube - Kinect 	<ul style="list-style-type: none"> - Integrado - Kiosko - En casa
Kinetisense	<ul style="list-style-type: none"> - Neuromuscular - Movilidad 	<ul style="list-style-type: none"> - PC Windows 8.1 - Kinect v2 	Suscripción anual (Profesional y premium)
emHEALTH	<ul style="list-style-type: none"> - Neurodegenerativo - Neuromuscular - Movilidad - ... 	<ul style="list-style-type: none"> - Aplicación web - Nube - DS311 	No

En este sentido, el sistema diseñado presenta ventajas respecto a los comentados anteriormente como es la escalabilidad en cuanto al contenido, ofreciendo la posibilidad de ser ampliado y/o modificado por los profesionales cuando ellos lo consideren oportuno. Además, es más fácil de usar ya que no requiere instalaciones complejas (el sistema de corrección no hace falta instalarlo), lo que repercute positivamente en la motivación de los usuarios finales.

6.1 Impacto científico

En las siguientes líneas se enumera todo aquello generado en relación al trabajo de investigación durante los años del mismo. Se compone de: artículos científicos publicados en revistas internacionales con impacto, artículos en congresos internacionales, capítulos de libros, registros de propiedad intelectual y finalmente, los proyectos que han hecho posible, mediante financiación pública, la consecución del trabajo de investigación.

6.1.1 Artículos en revistas científicas

El siguiente listado se compone de aquellos artículos publicados en revistas científicas internacionales, así como los que están en revisión actualmente con fecha julio 2015.

Título	Use of a Time-of-Flight Camera With an Omek Beckon™ Framework to Analyze, Evaluate and Correct in Real Time the Verticality of Multiple Sclerosis Patients during Exercise
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Revista	International Journal of Environmental Research and Public Health (IJERPH)
IF (2013)	1.998 (Q2)
Fecha de publicación	4 de noviembre de 2013
DOI	10.3390/ijerph10115807
Enlace web	http://www.mdpi.com/1660-4601/10/11/5807/htm

Título	Comprehensive Verticality Analysis and Web-Based Rehabilitation System for People with Multiple Sclerosis with Supervised Medical Monitoring
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Revista	Bio-Medical Materials and Engineering (BME)
IF (2014)	0.847 (Q4)
Fecha de publicación	16 de septiembre de 2014
DOI	10.3233/BME-141175
Enlace web	http://iospress.metapress.com/content/wv8h309160621554/

Título	Web-based Rehabilitation System for People with Multiple Sclerosis with Supervised Medical Monitoring
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Revista	Journal of Medical Internet Research (JMIR)
IF	4.7 (Q1)
Fecha de publicación	<i>En revisión</i>
Doi	
Enlace web	

Título	Human Body Verticality Detection and Correction System for Multiple Sclerosis Patients Using a Time-of-Flight Camera and Image Processing Algorithms
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Revista	Sensors
IF	2.245 (Q1)
Fecha de publicación	<i>En revisión</i>
Doi	
Enlace web	

Título	Review of Depth Measurement Technologies In Images For Human Body Recognition In Telerehabilitation Applications
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Revista	Sensors
IF	2.245 (Q1)
Fecha de publicación	<i>En revisión</i>
Doi	
Enlace web	

6.1.2 Artículos en congresos internacionales

Junto con los artículos en revistas internacionales con impacto, la investigación ha sido presentada en diferentes foros científicos como conferencias internacionales y/o *workshops*. Estos artículos se enumeran a continuación.

Título	Depth images processing algorithm to analyze and correct in real time the verticality of Multiple Sclerosis patients during exercise
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Congreso	Proceeding PervasiveHealth '14 Proceedings of the 8th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare
Fecha de celebración	19-21 de mayo de 2014
DOI	10.4108/icst.pervasivehealth.2014.255322
Enlace web	http://eudl.eu/doi/10.4108/icst.pervasivehealth.2014.255322

Título	Telerehabilitation web application for health care professionals and adults with multiple sclerosis
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Congreso	Proceeding PervasiveHealth '14 Proceedings of the 8th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare
Fecha de celebración	19-21 de mayo de 2014
DOI	10.4108/icst.pervasivehealth.2014.255309
Enlace web	http://eudl.eu/doi/10.4108/icst.pervasivehealth.2014.255309

Título	Comprehensive Verticality Analysis and Web-based Rehabilitation System for People with Multiple Sclerosis with Supervised Medical Monitoring
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Congreso	3 rd International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology (iCBEB2014)
Fecha de celebración	25-28 de septiembre de 2014
ISBN	-
Enlace web	-

Título	emHEALTH: Online-Platform with Telecare Services to Promote Healthy Lifestyle for People with Multiple Sclerosis
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain, Amaia Médez Zorilla

Congreso	4 th International Workshop of Ambient Assisted Living and Home Care (IWAAL 2012)
Fecha de celebración	3-5 de diciembre de 2012
ISBN	978-3-642-35395-6
Enlace web	http://link.springer.com/book/10.1007%2F978-3-642-35395-6

Título	Telerehabilitation System for Multiple Sclerosis Patients
Autores	Gonzalo Eguíluz, Amaya Méndez Zorrilla, Begoña García Zapirain, Javier Oliver Bernal
Congreso	2 nd International Workshop on Ambient Assisted Living (IWAAL 2010)
Fecha de celebración	7-10 de septiembre de 2010
ISBN	978-84-92812-67-7
Enlace web	http://www.morelab.deusto.es/iwaal/

6.1.3 Capítulos de libros

La siguiente lista muestra los capítulos de libros escritos a raíz de la investigación realizada.

Título	Technologies for Depth Measurement in Images: A State-of-the-Art Review
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Revista	Advances in Engineering Research. Volume 7
Fecha de celebración	9 de agosto de 2013
Editorial	Nova Science Publishers
ISBN	978-1-62618-982-9
Enlace web	https://www.novapublishers.com/catalog/product_info.php?products_id=42306

6.1.4 Proyectos relacionados

A continuación se enumeran los proyectos relacionados directamente con la investigación, la cual ha sido financiada a partir de los mismos.

Título	eMUGI: Herramienta tecnológica para el apoyo a la movilidad de los enfermos de Esclerosis Múltiple
Convocatoria	Bizkailab
Financiación	55.000 €
Duración	01/01/2012 – 30/6/2014
Enlace web	http://evida.deusto.es/project/emugi/

Título	EREMEDU: Solución Tecnológica para la Telerehabilitación para pacientes con trastornos medulares
--------	--

Convocatoria	Departamento de Industria, Comercio y Turismo (GV-EJ) Programa INNOTEK
Presupuesto	997.138 €
Duración	1/10/2010 – 31/12/2012
Enlace web	http://evida.deusto.es/project/eremedu/

Título	Telerehab: Telerehabilitación para Pacientes con Movilidad Limitada
Convocatoria	Diputación Foral de Bizkaia (DFB). Dpto. de Promoción Económica
Presupuesto	34.350 €
Duración	01/07/2010 - 31/12/2011
Enlace web	http://evida.deusto.es/project/telerehab/

6.1.5 Registros de propiedad intelectual

El software web de tele-rehabilitación diseñado y utilizado durante el experimento ha fue registrado.

Título	emHEALTH: Hábitos saludables en Esclerosis Múltiple
Autores	Gonzalo Eguíluz, Begoña García Zapirain
Nº de registro	01/2013/2649
Fecha de expedición	26 de noviembre de 2013

6.2 Líneas futuras

La investigación abierta en este trabajo supone un gran paso en cuanto a la aplicación de nuevas tecnologías en los tratamientos tradicionales en pacientes con Esclerosis Múltiple, relativos al área de rehabilitación física. Si bien, tanto el sistema web como el sistema de control demandan mejoras, tanto a nivel de paciente como a nivel de profesional, en forma de nuevas funcionalidades que hagan del sistema una experiencia completa y lo más definitiva posible.

En este sentido, se presentan varias líneas de actuación, cada una de ellas relacionada con los dos sistemas que componen el sistema global de tele-rehabilitación, como son el sistema web y el sistema de corrección postural.

Empezando por el sistema web, este se ha creado en base a una forma de trabajar basada en la asignación de ejercicios y la realización de los mismos, sin interacción en cuanto al ejercicio en sí. En este sentido, diseñar un sistema de cuestionarios estándar y modulares que puedan ser creados por los profesionales en base a las necesidades de cada paciente, puede suponer un *plus* extra al sistema, que le puede aportar una serie de ventajas como son la flexibilidad para los profesionales y la adecuación para los pacientes. De esta manera, los profesionales tendrían libertad para crear ejercicios interactivos que demanden la actuación de los pacientes y que pueden realizarlos desde su hogar, sin tener que realizarlos en el centro de salud. Esto mejoraría el empoderamiento de los pacientes y la libertad de los profesionales.

Otro punto importante de actuación relacionado con el sistema web sería el realizar pruebas de campo en otras áreas geográficas, ya sea a nivel local, nacional o europeo. De esta manera, se podría realizar un *scalling-up* con lo que se obtendrían nuevos datos de uso, así como *feedback* a cerca del sistema de personas con distinta mentalidad; lo que en definitiva, enriquecería el sistema diseñado.

A diferencia del sistema web, el sistema de corrección postural presenta más líneas de actuación, debido, sobre todo, a la naturaleza de la misma. En este sentido, una de ellas se refiere a la detección de otras partes del cuerpo durante la realización de los ejercicios como pueden ser brazos, piernas o incluso manos. Los pacientes que sufren Esclerosis Múltiple presentan complicaciones como la espasticidad, fenómeno que agarrota sus músculos y hace que sus movimientos se vean comprometidos, dejándoles parcial o totalmente inmóviles si no se actúa rápidamente. El hecho de fomentar la realización de ejercicios específicos para las articulaciones y que además esta realización sea analizada por el sistema, puede ser el hecho diferenciador de este sistema posicionándolo como referente respecto a los demás. Esto supondría, por una parte, más libertad al profesional, ya que no tendría que estar pendiente de cómo se realizan los ejercicios; el sistema sería “sus ojos” y el que “haría su trabajo”, siempre teniendo la capacidad, en todo momento, de supervisar la realización de los ejercicios. Para los pacientes supondría el tener un “ayudante” que les indicaría si hacen bien o mal el ejercicio y cómo corregir esos errores, además de animarles a seguir progresando y mejorando en su enfermedad. Supondría también un beneficio para los pacientes, ya que en ningún momento se sentirían solos o perdidos, puesto que la idea es que estas terapias las realice el paciente desde su hogar, donde no tiene el apoyo del profesional.

En consonancia con la línea de actuación expuesta anteriormente (añadir nuevas áreas de corrección del cuerpo humano), sería importante mejorar la calidad del mapa de profundidad para poder llevarla a cabo y no sucumbir en el intento. Así y ya que en el mercado no hay abundancia de oferta, la opción más adecuada será hacer uso de la cámara de profundidad Kinect v2 de Microsoft, que se basa en la misma tecnología, tiempo de vuelo, que la cámara usada para este experimento (SoftKinetic DepthSense 311), pero que ofrece mayor resolución de vídeo (1920 x 1080 píxeles vs 640 x 480 píxeles) y de mapa de profundidad (512 x 424 píxeles vs 160 x 120 píxeles). Con esta mejora sustancial en cuanto a la calidad del vídeo/mapa de profundidad, se podrían capturar movimientos menores y de difícil apreciación, necesarios por ejemplo, para los ejercicios relacionados con las manos y los dedos, o ejercicios de cara y expresiones faciales.

Finalmente, otra línea de actuación que creo importante señalar sería la relacionada con las pruebas, a largo plazo, del uso del sistema de corrección. Esto reportaría información relevante acerca de cuánto son capaces los pacientes de mejorar o, en el peor de los casos, contener el avance de la enfermedad haciendo uso del sistema. Además, con toda la información recabada se podrían aplicar clasificadores y herramientas para obtener información validada para aplicar en futuras intervenciones.

Por lo tanto, y a modo de resumen, se puede afirmar que existen diferentes vías de investigación abiertas, tanto para el sistema web como para el sistema de corrección, y con ello, para el desarrollo de nuevos proyectos de investigación/aplicación de dicha investigación. Proyectos además que serían innovadores en su campo y que tendrían gran impacto en la comunidad.

B

Bibliografía

“

Si buscas bien, encontrarás
Platón

”

- [Ahn+09a] Ahn, J. H., Choi, C., Kwak, S., Kim, K., & Byun, H. (2009). Human tracking and silhouette extraction for human-robot interaction systems. *Pattern Analysis and Applications*, 12(2), 167-177.
- [Aisen+96a] Aisen ML, Sevilla D, Fox N. Inpatient rehabilitation for multiple sclerosis. *J Neurol Rehabil* 1996; 122: 871-82.
- [Alves+13a] Alves, A. P., da Silva, H. P., Lourenço, A., & Fred, A. L. (2013, July). SignalBIT-A Web-based Platform for Real-time Biosignal Visualization and Recording. In SIGMAP (pp. 156-162).
- [Andersson+98a] Andersson PB, Goodkin DE. Glucocorticosteroid therapy for multiple sclerosis: a critical review. *J Neurol Sci* 1998;160:16-25.
- [Appenrodt+10a] Appenrodt, J., Al-Hamadi, A., & Michaelis, B. (2010). Data gathering for gesture recognition systems based on single color-, stereo color-and thermal cameras. *International Journal of Signal Processing, Image Processing and Pattern Recognition*, 3(1), 37-50.
- [Astarita+00a] Astarita, T., Cardone, G., Carlomagno, G. M., & Meola, C. (2000). A survey on infrared thermography for convective heat transfer measurements. *Optics & Laser Technology*, 32(7), 593-610.
- [Barroso+00s] Barroso, J., Nieto, A., Olivares, T., Wollmann, T., & Hernández, M. A. (2000). Evaluación neuropsicológica en la esclerosis múltiple. *Revista de*

- Neurología, 30(10), 985-988.
- [Batlle+98a] Batlle, J., Mouaddib, E., & Salvi, J. (1998). Recent progress in coded structured light as a technique to solve the correspondence problem: a survey. *Pattern recognition*, 31(7), 963-982.
- [Beck95] Beck RW. The optic neuritis treatment trial: three-year follow-up results. *Arch Ophthalmol* 1995;113:136-7.
- [Berg+89a] Berg, K., Wood-Dauphine, S., Williams, J. I., & Gayton, D. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 41(6), 304-311.
- [Besl+85a] Besl, P. J., & Jain, R. C. (1985). Three-dimensional object recognition. *ACM Computing Surveys (CSUR)*, 17(1), 75-145.
- [Besl+88a] Besl, P. J., & Jain, R. C. (1988). Segmentation through variable-order surface fitting. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, 10(2), 167-192.
- [Bossen+13a] Bossen, D., Veenhof, C., Dekker, J., & de Bakker, D. (2013). The usability and preliminary effectiveness of a web-based physical activity intervention in patients with knee and/or hip osteoarthritis. *BMC medical informatics and decision making*, 13(1), 61.
- [Boyer+87a] Boyer, K. L., & Kak, A. C. (1987). Color-encoded structured light for rapid active ranging. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on*, (1), 14-28.
- [Boyle+74] Boyle, W., & Smith, G. (1974). U.S. Patent No. 3,792,322. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [Bradshaw99] Bradshaw, G. (1999). Non-contact surface geometry measurement techniques. Trinity College Dublin, Department of Computer Science.
- [Brooke96a] Brooke, J. (1996). SUS-A quick and dirty usability scale. *Usability evaluation in industry*, 189(194), 4-7.
- [Buchdahl09a] Buchdahl, H. A. (2009). The concepts of classical thermodynamics. *The Concepts of Classical Thermodynamics*, by HA Buchdahl, Cambridge, UK: Cambridge University Press, 2009, 1.
- [Buck+13a] Buck, D., Albrecht, E., Aslam, M., Goris, A., Hauenstein, N., Jochim, A., ... & Hemmer, B. (2013). Genetic variants in the immunoglobulin heavy chain locus are associated with the IgG index in multiple sclerosis. *Annals of neurology*, 73(1), 86-94.
- [Cao+10a] Cao, V. T., Park, Y. Y., Shin, J. H., Lee, J. H., & Cho, H. M. (2010). A simple method for correcting lens distortion in low-cost camera using geometric invariability. In *Advanced Intelligent Computing Theories and Applications. With Aspects of Artificial Intelligence* (pp. 325-333). Springer Berlin Heidelberg.
- [Caspi+98a] Caspi, D., Kiryati, N., & Shamir, J. (1998). Range imaging with adaptive color structured light. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE*

- Transactions on, 20(5), 470-480.
- [Chen+00] Chen, F., Brown, G. M., & Song, M. (2000). Overview of three-dimensional shape measurement using optical methods. *Optical Engineering*, 39(1), 10-22.
- [Comi+01a] Comi G, Filippi M, Barkhof F, Durelli L, Edan G, Fernández O, et al, and the Early Treatment of Multiple Sclerosis Study Group. Effect of early interferón treatment on conversion to definite multiple sclerosis: a randomised study. *Lancet* 2001;357:1576-82.
- [Compston98] Compston A. Treatment and management of multiple sclerosis. En: Compston A, Ebers G, Lassman H, McDonald I, Matthews B, Wekerle H, editors. *McAlpine's multiple sclerosis*. 3rd ed. London: Churchill Livingstone, 1998; p. 437-97.
- [Dahan+12a] Dahan, M. J., Chen, N., Shamir, A., & Cohen-Or, D. (2012). Combining color and depth for enhanced image segmentation and retargeting. *The Visual Computer*, 28(12), 1181-1193.
- [Davydenko+09a] Davydenko, E. V., & Priorov, A. L. (2009). Automatic determination of the position of a video camera in a system of laser optical triangulation. *Measurement Techniques*, 52(8), 841-845.
- [De Andrés+00a] De Andrés C, Anaya F, Giménez-Roldán S. Tratamiento con plasma inmunoadsorción en brotes severos y prolongados de esclerosis múltiple maligna. *Rev Neurol* 2000;30:601-5.
- [De Jager+09a] De Jager, P. L., Jia, X., Wang, J., de Bakker, P. I., Ottoboni, L., Aggarwal, N. T., ... & Oksenberg, J. R. (2009). Meta-analysis of genome scans and replication identify CD6, IRF8 and TNFRSF1A as new multiple sclerosis susceptibility loci. *Nature genetics*, 41(7), 776-782.
- [Dean+79a] Dean, G., Grimaldi, G., Kelly, R., & Karhausen, L. (1979). Multiple sclerosis in southern Europe. I: Prevalence in Sicily in 1975. *Journal of epidemiology and community health*, 33(2), 107-110.
- [Dhillon+11a] Dhillon, J. S., Ramos, C., Wünsche, B. C., & Lutteroth, C. (2011, June). Designing a web-based telehealth system for elderly people: An interview study in New Zealand. In *Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2011 24th International Symposium on* (pp. 1-6). IEEE.
- [Di Fabio+98a] Di Fabio RP, Choi T, Hansen CR, Shapiro RT. Extended outpatient rehabilitation: its influence on symptom frequency, fatigue and functional status for persons with progressive multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 141-6.
- [Diffie+76a] Diffie, W., & Hellman, M. E. (1976). New directions in cryptography. *Information Theory, IEEE Transactions on*, 22(6), 644-654.
- [Duda+72a] Duda, R. O., & Hart, P. E. (1972). Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures. *Communications of the ACM*, 15(1), 11-15.

- [Duquette+93a] Duquette, P., Girard, M., & Despault, L. (1993). The IFNB Multiple Sclerosis Study Group: Interferon β -1b is effective in relapsing-remitting multiple sclerosis. I. Clinical results of a multicenter, randomized, double-blind, placebo-controlled trial. *Neurology*, 43, 655-661.
- [Dziuban02a] Dziuban, E. (2002). Human body temperature measurement—Class program. In Joint IMEKO TC-1 & XXXIV MKM Conference.
- [Ebers98a] Ebers, G. C. (1998). Randomised double-blind placebo-controlled study of interferon β -1a in relapsing/remitting multiple sclerosis. *The Lancet*, 352(9139), 1498-1504.
- [Ehrich78] Ehrich, R. W. (1978). A symmetric hysteresis smoothing algorithm that preserves principal features. *Computer Graphics and Image Processing*, 8(1), 121-126.
- [Favorova+10a] Favorova, O. O., Kulakova, O. G., & Boiko, A. N. (2010). Multiple sclerosis as a polygenic disease: An update. *Russian Journal of Genetics*, 46(3), 265-275.
- [Finkelstein+08a] Finkelstein, J., Lapshin, O., Castro, H., Cha, E., & Provance, P. G. (2008). Home-based physical telerehabilitation in patients with multiple sclerosis: A pilot study. *J Rehabil Res Dev*, 45(9), 1361-73.
- [Fontana+02a] Fontana, R., Greco, M., Materazzi, M., Pampaloni, E., Pezzati, L., Rocchini, C., & Scopigno, R. (2002). Three-dimensional modelling of statues: the Minerva of Arezzo. *Journal of Cultural Heritage*, 3(4), 325-331.
- [Fox04a] Fox, E. J. (2004). Immunopathology of multiple sclerosis. *Neurology*, 63(12 suppl 6), S3-S7.
- [Francabandera+88a] Francabandera FL, Holland NJ, Wiesel-Levison P, Scheinberg LC. Multiple sclerosis rehabilitation: inpatient vs. outpatient. *Rehabil Nurs* 1988; 13: 251-3.
- [Freedman+2010] Barak Freedman, Alexander Shpunt, Meir Machline, Yoel Arieli. 2010. Depth Mapping Using Projected Patterns. US 2010/0118123 A1.
- [Freemann+97a] Freemann JA, Langdon DW, Hobart JC, Thompson AJ. The impact of inpatient rehabilitation on progressive multiple sclerosis. *Ann Neurol* 1997; 42: 236-44.
- [Freemann+99a] Freemann JA, Langdon DW, Thomson AJ. Inpatient rehabilitation in multiple sclerosis: do the benefits carry over into the community? *Neurology* 1999; 50: 50-6.
- [Friedman37] Friedman, M. (1937). The use of ranks to avoid the assumption of normality implicit in the analysis of variance. *Journal of the American Statistical Association*, 32(200), 675-701.
- [Fu+11a] Fu, X. B., Liu, B., & Zhang, Y. C. (2011). A displacement measurement system based on optical triangulation method. *Optoelectronics Letters*, 7, 380-383.
- [Fuchs+08a] Fuchs, S., & Hirzinger, G. (2008, June). Extrinsic and depth calibration of

- ToF-cameras. In *Computer Vision and Pattern Recognition*, 2008. CVPR 2008. IEEE Conference on (pp. 1-6). IEEE.
- [Fuller+96a] Fuller KJ, Wiles CM. Physiotherapy in chronic multiple sclerosis: a controlled trial. *Clin Rehabil* 1996; 10: 195-204.
- [Furrows+04] Furrows, S. J., Hartley, J. C., Bell, J., Silver, N., Losseff, N., Stevenson, S., ... & Giovannoni, G. (2004). *Chlamydomydia pneumoniae* infection of the central nervous system in patients with multiple sclerosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 75(1), 152-154.
- [Gaussorgues94] Gaussorgues, G. (1994). *Infrared thermography* (Vol. 5). Springer
- [Geng11a] Geng, J. (2011). Structured-light 3D surface imaging: a tutorial. *Advances in Optics and Photonics*, 3(2), 128-160.
- [Gerig12] Gerig, G. *Structured Lighting*, CS 6320, 3D Computer Vision, Spring 2012, Carnegie Mellon University (26 February 2013).
- [Goodin+02a] Goodin DS, Frohman EM, Garmany GP Jr, Halper J, Likosky WH, Lublin FD, et al, and the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology and the MS Council for Clinical Practice Guidelines. Disease modifying therapies in multiple sclerosis: report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology and the MS Council for Clinical Practice Guidelines. *Neurology* 2002;58:169-78.
- [Goody+89a] Goody, R. M., & Yung, Y. L. (1989). *Atmospheric radiation: theoretical basis*. Atmospheric radiation: theoretical basis, 2nd ed., by Richard M. Goody and YL Yung. New York, NY: Oxford University Press, 1989, 1.
- [Gourraud+12a] Gourraud, P. A., Harbo, H. F., Hauser, S. L., & Baranzini, S. E. (2012). The genetics of multiple sclerosis: an up-to-date review. *Immunological reviews*, 248(1), 87-103.
- [Hagler+10a] Hagler, S., Austin, D., Hayes, T. L., Kaye, J., & Pavel, M. (2010). Unobtrusive and ubiquitous in-home monitoring: a methodology for continuous assessment of gait velocity in elders. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 57(4), 813-820.
- [Hall07a] Hall, S.J. *Basic Biomechanics*, 5th ed.; Lavoisier: Cachan, France, 2007.
- [Hall-Holt+01] Hall-Holt, O., & Rusinkiewicz, S. (2001). Stripe boundary codes for real-time structured-light range scanning of moving objects. In *Computer Vision*, 2001. ICCV 2001. Proceedings. Eighth IEEE International Conference on (Vol. 2, pp. 359-366). IEEE.
- [Hamilton87a] Hamilton, B. B. (1987). A uniform national data system for medical rehabilitation. *Rehabilitation Outcomes, Analysis and Measurement.*, 137-147.
- [Hansard+12a] Hansard, M., Lee, S., Choi, O., Horaud, R.P.: *Time of Flight Cameras: Principles, Methods, and Applications*. Springer Briefs in Computer Science. Springer (2012).

- [Hardy+34] Hardy, J. D., & Muschenheim, C. (1934, June 11). The radiation of heat from the human body. IV. The emission, reflection, and transmission of infra-red radiation by the human skin. From the Russell Sage Institute of Pathology in Affiliation with the New York Hospital, New York, pp. 817-831.
- [Hawkins+01a] Hawkins CP, Wolinsky JS, editores. Principles of treatments in multiple sclerosis. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2001.
- [Henini+02a] Henini, M., & Razeghi, M. (Eds.). (2002). Handbook of infra-red detection technologies. Elsevier Science.
- [Hillert10a] Hillert, J. (2010). The genetics of multiple sclerosis. In *Molecular Basis of Multiple Sclerosis* (pp. 1-19). Springer Berlin Heidelberg.
- [Hoffjan+10] Hoffjan, S., & Akkad, D. A. (2010). The genetics of multiple sclerosis: an update 2010. *Molecular and cellular probes*, 24(5), 237-243.
- [Hohlfeld+01a] Hohlfeld R, Wiendl H. The ups and downs of multiple sclerosis therapeutics. *Ann Neurol* 2001;49:281-4.
- [Holmes90] Holmes, K. R. (1990). Thermal conductivity data for specific tissues and organs for humans and other mammalian species. *Thermal Properties*". appendix A.
- [Hwang+10a] Hwang, W., & Salvendy, G. (2010). Number of people required for usability evaluation: the 10 ± 2 rule. *Communications of the ACM*, 53(5), 130-133.
- [Illingworth+87a] Illingworth, J., & Kittle, J. (1987). The adaptive Hough transform. *Pattern Analysis and Machine Intelligence*, IEEE Transactions on, (5), 690-698.
- [Ishii+07a] Ishii, I., Yamamoto, K., & Tsuji, T. (2007, October). High-speed 3D image acquisition using coded structured light projection. In *Intelligent Robots and Systems, 2007. IROS 2007. IEEE/RSJ International Conference on* (pp. 925-930). IEEE.
- [Ishii12a] Ishii, I. (2012). A Coded Structured Light Projection Method for High-Frame-Rate 3D Image Acquisition, *Advanced Image Acquisition, Processing Techniques and Applications I*.
- [Jacobs+96a] Jacobs LD, Cookfair DL, Rudick RA, Herndon RM, Richert JR, Salazar AM, et al. Intramuscular interferon beta-1a for disease progression in relapsing multiple sclerosis. The Multiple Sclerosis Collaborative Research Group (MSCRG). *Ann Neurol* 1996;39:285-94
- [Jacobs+00a] Jacobs, L. D., Beck, R. W., Simon, J. H., Kinkel, R. P., Brownschidle, C. M., Murray, T. J., ... & Sandrock, A. W. (2000). Intramuscular interferon beta-1a therapy initiated during a first demyelinating event in multiple sclerosis. *New England Journal of Medicine*, 343(13), 898-904.
- [Juneja+98a] Juneja, G., Czynny, J. J., & Linn, R. T. (1998). ADMISSION BALANCE AND OUTCOMES OF PATIENTS ADMITTED FOR ACUTE INPATIENT REHABILITATION1. *American journal of physical medicine*

- & rehabilitation, 77(5), 388-393.
- [Kappos+01a] Kappos L, Polman C, Pozzilli C, Thompson A, Beckmann K, Dahlke F, and the European Study Group in Interferon beta-1b in Secondary-Progressive MS. Final analysis of the European multicenter trial on IFNbeta- 1b in secondary-progressive MS. *Neurology* 2001;57:1969-75.
- [Kappos04a] Kappos L. Effect of drugs in secondary disease progression in patients with multiple sclerosis. *Mult Scler* 2004;10 (Suppl 1):46-54.
- [Kaushansky+10] Kaushansky, N., Eisenstein, M., Zilkha-Falb, R., & Ben-Nun, A. (2010). The myelin-associated oligodendrocytic basic protein (MOBP) as a relevant primary target autoantigen in multiple sclerosis. *Autoimmunity reviews*, 9(4), 233-236.
- [Kendall+83a] Kendall, H. O., Kendall, F. P., & Wadsworth, G. E. (1973). Muscles, Testing and Function. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 52(1), 43.
- [Kidd+97a] Kidd D, Thompson AJ. Prospective study of neurorehabilitation in multiple sclerosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1997; 62: 423-4.
- [Ko Ko99] Ko Ko C. Effectiveness of rehabilitation for multiple sclerosis. *Clin Rehabil* 1999; 13: 33-41.
- [Koch-Henriksen+10a] Koch-Henriksen, N., & Sørensen, P. S. (2010). The changing demographic pattern of multiple sclerosis epidemiology. *The Lancet Neurology*, 9(5), 520-532.
- [Kolb+09a] Kolb, A., Barth, E., Koch, R., & Larsen, R. (2009, March). Time-of-flight sensors in computer graphics. In *Proc. Eurographics (State-of-the-Art Report)*.
- [Koutsouraki+10a] Koutsouraki, E., Costa, V., & Baloyannis, S. (2010). Epidemiology of multiple sclerosis in Europe: a review. *International Review of Psychiatry*, 22(1), 2-13.
- [Kurtzke75] Kurtzke, J. F. (1975). A reassessment of the distribution of multiple sclerosis. *Acta Neurologica Scandinavica*, 51(2), 110-136.
- [Kurtzke83] Kurtzke, J. F. (1983). Rating neurologic impairment in multiple sclerosis an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology*, 33(11), 1444-1444.
- [Kurtzke95] Kurtzke, J. F. (1995). MS epidemiology world wide. One view of current status. *Acta Neurologica Scandinavica*, 91(S161), 23-33.
- [Lee83] Lee, J. S. (1983). Digital image smoothing and the sigma filter. *Computer Vision, Graphics, and Image Processing*, 24(2), 255-269.
- [Lekberg02] Lekberg, O. (2002). Electronic speckle pattern interferometry. *Physics in technology*, 11(1), 16.
- [Lewin46a] Lewin, K. (1946). Action research and minority problems. *Journal of social issues*, 2(4), 34-46.
- [Lewis+03a] Lewis, F. L., Dawson, D. M., & Abdallah, C. T. (2003). *Robot manipulator control: theory and practice*. CRC Press.

- [Liao+09a] Liao, M., Zhang, Q., Wang, H., Yang, R., & Gong, M. (2009, September). Modeling deformable objects from a single depth camera. In *Computer Vision, 2009 IEEE 12th International Conference on* (pp. 167-174). IEEE.
- [Liu+03a] Liu C, Playford ED, Thompson AJ. Does neurorehabilitation have a role in relapsing-remitting multiple sclerosis? *J Neurol* 2003; 250: 1214-8.
- [Lord+98a] Lord SE, Wade DT, Halligan PW. A comparison of two physiotherapy treatment approaches to improve walking in multiple sclerosis: a pilot randomized controlled study. *Clin Rehabil* 1998; 12: 477-86.
- [Lowe87a] Lowe, D. G. (1987). Three-dimensional object recognition from single two-dimensional images. *Artificial intelligence*, 31(3), 355-395.
- [Lozano-Quilis+14a] Lozano-Quilis, J. A., Gil-Gómez, H., Gil-Gómez, J. A., Albiol-Pérez, S., Palacios-Navarro, G., Fardoun, H. M., & Mashat, A. S. (2014). Virtual Rehabilitation for Multiple Sclerosis Using a Kinect-Based System: Randomized Controlled Trial. *JMIR serious games*, 2(2).
- [Lu+11a] Lu, L., Ordonez, C., Collins, E. G., Coyle, E., & Palejiya, D. (2011). Terrain surface classification with a control mode update rule using a 2D laser stripe-based structured light sensor. *Robotics and Autonomous Systems*, 59(11), 954-965.
- [Mann+47] Mann, H. B., & Whitney, D. R. (1947). On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other. *The annals of mathematical statistics*, 50-60.
- [Martin07a] Martin, J. (2007). Laser tracking fundamentals. *Quality*, 46(5), 20.
- [Matsumoto+98a] Matsumoto, M., & Nishimura, T. (1998). Mersenne twister: a 623-dimensionally equidistributed uniform pseudo-random number generator. *ACM Transactions on Modeling and Computer Simulation (TOMACS)*, 8(1), 3-30.
- [McColl+11a] McColl, D., Zhang, Z., & Nejat, G. (2011). Human body pose interpretation and classification for social human-robot interaction. *International Journal of Social Robotics*, 3(3), 313-332.
- [McMurtry82] McMurtry, D. R. (1982). U.S. Patent No. 4,333,238. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [Meré08a] Meré, J.M. (2008). *Técnicas de visión por computador para la reconstrucción en tiempo real de la forma 3d de productos laminados*. Ph.D. Thesis. Reading University: Oviedo.
- [Norton+05] Norton, P. W., & Kohin, M. (2005, May). Technology and application advancements of uncooled imagers. In *Defense and Security* (pp. 524-530). International Society for Optics and Photonics.
- [Oggier09] Oggier, T. (2009). Image sensor technologies for 3D time-of-flight range imaging. *Proc. 2011 Int. Image Sensor Work*.
- [Osorio+12a] Osorio, M. F., Salazar, A., Prieto, F., Boulanger, P., & Figueroa, P. (2012). Three-dimensional digitization of highly reflective and transparent

- objects using multi-wavelength range sensing. *Machine Vision and Applications*, 23(4), 761-772.
- [Folstein+75] Folstein, M. F., Folstein, S. E., & McHugh, P. R. (1975). "Mini-mental state": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of psychiatric research*, 12(3), 189-198.
- [Patti+02a] Patti F, Ciancio MR, Reggio E, Lopes R, Palermo F, Cacopardo M, et al. The impact of outpatient rehabilitation on quality of life in multiple sclerosis. *J Neurol* 2002; 249: 1027-33
- [Patti+03a] Patti F, Ciancio MR, Cacopardo M, Reggio E, Fiorilla T, Palermo F, et al. Effects of a short outpatient rehabilitation treatment on disability of multiple sclerosis patients, randomised controlled trial. *J Neurol* 2003; 250: 861-6.
- [Petajan+96a] Petajan JH, White CM, Spencer MK, Mino L, Hicks EW. Impact of aerobic training on fitness and quality of life in multiple sclerosis. *Ann Neurol* 1996; 39: 432-41.
- [Placht10] Placht, S. (2010). Development and Design of a Feature Based Surface Registration System for Patient Positioning Using Time-of-Flight Cameras. Master's thesis, University of Erlangen-Nuremberg, Germany
- [Polman+10a] Polman, C. H., Reingold, S. C., Banwell, B., Clanet, M., Cohen, J. A., Filippi, M., ... & Wolinsky, J. S. (2011). Diagnostic criteria for multiple sclerosis: 2010 revisions to the McDonald criteria. *Annals of neurology*, 69(2), 292-302.
- [Posdamer+82a] Posdamer, J. L., & Altschuler, M. D. (1982). Surface measurement by space-encoded projected beam systems. *Computer graphics and image processing*, 18(1), 1-17.
- [Poser+83a] Poser, C. M., Paty, D. W., Scheinberg, L., McDonald, W. I., Davis, F. A., Ebers, G. C., ... & Tourtellotte, W. W. (1983). New diagnostic criteria for multiple sclerosis: guidelines for research protocols. *Annals of neurology*, 13(3), 227-231.
- [Poser95a] Poser, C. M. (1995). Viking voyages: the origin of multiple sclerosis?: An essay in medical history. *Acta Neurologica Scandinavica*, 91(S161), 11-22.
- [Poser+03a] Poser, C. M., & Brinar, V. V. (2003). Epilepsy and multiple sclerosis. *Epilepsy & Behavior*, 4(1), 6-12.
- [Pozzilli+03a] Pozzilli, C., Tomassini, V., Marinelli, F., Paolillo, A., Gasperini, C., & Bastianello, S. (2003). 'Gender gap' in multiple sclerosis: magnetic resonance imaging evidence. *European Journal of Neurology*, 10(1), 95-97.
- [Prieto+03a] Prieto JM, Lema M. Interferón β en la esclerosis múltiple. *Rev Neurol* 2003;36:980-90.
- [Raine+00a] Raine CS, McFarland HS, Tourtellotte WW, editores. *Esclerosis múltiple. Bases clínicas y patogénicas*. Madrid: Editores Médicos S.A., 2000.
- [Rajesh+09a] Rajesh, V., & Kumar, P. R. (2009). Hand Gestures Recognition Based on

- SEMG Signal Using Wavelet and Pattern Recognition. *International Journal of Recent Trends in Engineering*, 1(4).
- [Rao04a] Rao, S. M. (2004). Cognitive function in patients with multiple sclerosis: Impairment and treatment. *International Journal of MS Care*, 6(1), 9-22.
- [Ricolfe-Viala+10a] Ricolfe-Viala, C., & Sanchez-Salmeron, A. J. (2010). Lens distortion models evaluation. *Applied optics*, 49(30), 5914-5928.
- [Rivest92a] Rivest, R. (1992). The MD5 message-digest algorithm.
- [Rosati+88a] Rosati, G., Aiello, I., Mannu, L., Pirastru, M. I., Agnetti, V., Sau, G., ... & Sanna, G. (1988). Incidence of multiple sclerosis in the town of Sassari, Sardinia, 1965 to 1985 Evidence for increasing occurrence of the disease. *Neurology*, 38(3), 384-384.
- [Sadovnick+88a] Sadovnick, A. D., Baird, P. A., Ward, R. H., Optiz, J. M., & Reynolds, J. F. (1988). Multiple sclerosis. Updated risks for relatives. *American journal of medical genetics*, 29(3), 533-541.
- [Sadovnick+93a] Sadovnick, A. D., & Ebers, G. C. (1993). Epidemiology of multiple sclerosis: a critical overview. *The Canadian journal of neurological sciences. Le journal canadien des sciences neurologiques*, 20(1), 17-29.
- [Salvi+04] Salvi, J., Pages, J., & Batlle, J. (2004). Pattern codification strategies in structured light systems. *Pattern Recognition*, 37(4), 827-849.
- [Sauro10a] Sauro, J. (2010). A Brief History of the Magic Number 5 in Usability Testing. *En Measuring Usability*
- [Scalfari+10a] Scalfari, A., Neuhaus, A., Degenhardt, A., Rice, G. P., Muraro, P. A., Daumer, M., & Ebers, G. C. (2010). The natural history of multiple sclerosis, a geographically based study 10: relapses and long-term disability. *Brain*, 133(7), 1914-1929.
- [Scalfari+10a] Scalfari, A., Neuhaus, A., Degenhardt, A., Rice, G. P., Muraro, P. A., Daumer, M., & Ebers, G. C. (2010). The natural history of multiple sclerosis, a geographically based study 10: relapses and long-term disability. *Brain*, 133(7), 1914-1929.
- [Schaller11a] Schaller, C. (2011). Time-of-Flight – A New Modality for Radiotherapy. Ph.D. Thesis. Reading University: Erlangen.
- [Sellner+11a] Sellner, J., Kraus, J., Awad, A., Milo, R., Hemmer, B., & Stüve, O. (2011). The increasing incidence and prevalence of female multiple sclerosis—a critical analysis of potential environmental factors. *Autoimmunity reviews*, 10(8), 495-502.
- [Shapiro+65] Shapiro, S. S., & Wilk, M. B. (1965). An analysis of variance test for normality (complete samples). *Biometrika*, 591-611.
- [Simpson+12a] Simpson, S., Taylor, B., Dwyer, D. E., Taylor, J., Blizzard, L., Ponsonby, A. L., ... & van der Mei, I. (2012). Anti-HHV-6 IgG titer significantly predicts subsequent relapse risk in multiple sclerosis. *Multiple sclerosis journal*, 18(6), 799-806.

- [Slama+80a] Slama, C. C., Theurer, C., & Henriksen, S. W. (1980). Manual of photogrammetry (No. Ed. 4). American Society of photogrammetry.
- [Solari+99a] Solari A, Filippini G, Gasco P, Colla L, Salmaggi A, La Mantia L, et al. Physical rehabilitation has a positive effect on disability in multiple sclerosis patients. *Neurology* 1999; 52: 57-62.
- [Sonka+14a] Sonka, M., Hlavac, V., & Boyle, R. (2014). Image processing, analysis, and machine vision. Cengage Learning.
- [Stjernsw13a] Stjernsw, S. (2013). Web based supportive intervention for families living with schizophrenia—an open trial. *Open Journal of Medical Psychology*, 2013.
- [Tamayo04a] Tamayo, M. (2004). El proceso de la investigación científica. Editorial Limusa.
- [Taubin91a] Taubin, G. (1991). Estimation of planar curves, surfaces, and nonplanar space curves defined by implicit equations with applications to edge and range image segmentation. *IEEE Transactions on Pattern Analysis & Machine Intelligence*, (11), 1115-1138.
- [Thompson00a] Thompson A. The effectiveness of neurological rehabilitation in multiple sclerosis. *J Rehabil Res Dev* 2000; 37: 455-61.
- [Tomasi+98a] Tomasi, C., & Manduchi, R. (1998, January). Bilateral filtering for gray and color images. In *Computer Vision, 1998. Sixth International Conference on* (pp. 839-846). IEEE.
- [Urdiain+11a] Urdiain, T. A., González, R. A., i Estruch, B. C., Fernández, O. F., Ayuso, G. I., & Gairín, X. M. (2011). El diagnóstico precoz de esclerosis múltiple en urgencias: una necesidad con importantes implicaciones terapéuticas. *Emergencias: Revista de la Sociedad Española de Medicina de Urgencias y Emergencias*, 23(2), 140-145.
- [Vassallo+79a] Vassallo, L., Elian, M., & Dean, G. (1979). Multiple sclerosis in southern Europe. II: Prevalence in Malta in 1978. *Journal of epidemiology and community health*, 33(2), 111-113.
- [Vetro+11a] Vetro, A., Wiegand, T., & Sullivan, G. J. (2011). Overview of the stereo and multiview video coding extensions of the H. 264/MPEG-4 AVC standard. *Proceedings of the IEEE*, 99(4), 626-642.
- [Watson+11a] Watson, C. T., Para, A. E., Lincoln, M. R., Ramagopalan, S. V., Orton, S. M., Morrison, K. M., ... & Ebers, G. C. (2011). Revisiting the T-cell receptor alpha/delta locus and possible associations with multiple sclerosis. *Genes and Immunity*, 12(2), 59-66.
- [Wee+99] Wee, C. C., McCarthy, E. P., Davis, R. B., & Phillips, R. S. (1999). Physician counseling about exercise. *Jama*, 282(16), 1583-1588.
- [Weste+85a] Weste, N. H., & Eshraghian, K. (1985). Principles of CMOS VLSI design: a systems perspective. NASA STI/Recon Technical Report A, 85, 47028.
- [Wilcoxon45] Wilcoxon, F. (1945). Individual comparisons by ranking methods.

- Biometrics bulletin, 80-83.
- [Wilson90a] Wilson, T. (1990). Confocal microscopy. Academic Press: London, etc, 426, 1-64.
- [Wingerchuk+01a] Wingerchuk, D. M., Lucchinetti, C. F., & Noseworthy, J. H. (2001). Multiple sclerosis: current pathophysiological concepts. *Laboratory investigation*, 81(3), 263-281.
- [Wood+12a] Wood, J., Finkelstein, M., Cha, E., & Finkelstein, J. (2012, October). Introducing physical telerehabilitation in seniors with mobility limitation: System feasibility and acceptance. In *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2012 5th International Conference on* (pp. 1096-1098). IEEE.
- [Wood+95a] Wood, N. W., Sawcer, S. J., Kellar-Wood, H. F., Holmans, P., Clayton, D., Robertson, N., & Compston, D. A. S. (1995). The T-cell receptor beta locus and susceptibility to multiple sclerosis. *Neurology*, 45(10), 1859-1863.
- [Xue+12a] Xue, Q., Wang, Z., Huang, J., & Gao, J. (2012, April). The elimination of the errors in the calibration image of 3D measurement with structured light. In *SPIE Photonics Europe* (pp. 84300N-84300N). International Society for Optics and Photonics.
- [Young+07a] Young, M., Beeson, E., Davis, J., Rusinkiewicz, S., & Ramamoorthi, R. (2007, June). Viewpoint-coded structured light. In *Computer Vision and Pattern Recognition, 2007. CVPR'07. IEEE Conference on* (pp. 1-8). IEEE.
- [Young+86a] Young, T., Fu, K.-S. (Eds.), 1986. *Handbook of Pattern Recognition and Image Processing*. Academic Press, New York.
- [Zuvich+10a] Zuvich, R. L., McCauley, J. L., Oksenberg, J. R., Sawcer, S. J., De Jager, P. L., Aubin, C., ... & Haines, J. L. (2010). Genetic variation in the IL7RA/IL7 pathway increases multiple sclerosis susceptibility. *Human genetics*, 127(5), 525-535.

Esta tesis se terminó de escribir en Vitoria-Gasteiz el martes 07 de julio 2015

