

UNIVERSIDAD DE JAÉN

**Escuela Politécnica Superior de Jaén
Departamento de Informática**



**Sistema inteligente de decisión
ubicuo para la monitorización de
pacientes con cardiopatía isquémica**

MEMORIA DE TESIS PRESENTADA POR:
D^a. M^a Dolores Peláez Aguilera

PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR EN INFORMÁTICA

Jaén, febrero de 2020

UNIVERSIDAD DE JAÉN
Escuela Politécnica Superior de Jaén
Departamento de Informática



**Sistema inteligente de decisión
ubicuo para la monitorización de
pacientes con cardiopatía isquémica**

MEMORIA DE TESIS PRESENTADA POR:

D^a. M^a Dolores Peláez Aguilera

PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR EN INFORMÁTICA

DIRECTORES

Dra. D^a. Macarena Espinilla Estévez

Dr. D. Javier Medina Quero

Jaén, febrero de 2020

La memoria titulada “Sistema inteligente de decisión ubicuo para la monitorización de pacientes con cardiopatía isquémica” que presenta Dña. M^a Dolores Peláez Aguilera para optar al grado de doctor, ha sido realizada dentro del Programa de Doctorado en Tecnologías de la Información y la Comunicación de la Universidad de Jaén bajo la dirección de la Dra. Dña. Macarena Espinilla Estévez y Dr. D. Javier Medina Quero.

En Jaén, a 28 de febrero de 2020.

El doctorando

Fdo.: M^a Dolores Peláez Aguilera

Los directores:

Dra. Dña. Macarena Espinilla Estévez

Dr. D. Javier Medina Quero

AGRADECIMIENTOS

Un fortuito encuentro, hizo que conociera a Macarena Espinilla que me animó a emprender esta aventura de conocimiento, ella me presentó a Javier Medina y ambos me enseñaron todo lo que en este documento se plasma. No tengo palabras de agradecimiento por todo lo que me han ayudado, ya que han hecho posible conseguir un sueño y se han convertido en unos amigos y compañeros investigadores. Juntos vamos a hacer grandes cosas y me emociona pensar en un futuro mejor para los pacientes gracias a nuestro grupo de investigación ASIA, formado por grandes profesionales, pero sobre todo por grandes personas.

Esta tesis, ha sido posible gracias a la colaboración de la Dra. M^a Rosa Fernández, que ha estado siempre dispuesta a resolver todas nuestras dudas y cuyo conocimiento y gran profesionalidad han sido vitales.

En este proyecto, me han ayudado compañeros y amigos del Hospital Universitario de Jaén: Emilio Robert, Lola Justicia, José González, Santiago Siles, M^a José Porrás, Jesús Domínguez y Jaime Moles, que me han apoyado todo este tiempo y han facilitado el camino.

Y por supuesto, agradecer a mi compañero de vida, Fran Vílchez, a mis niños y familia, toda su paciencia y el tiempo que me han prestado para hacer posible alcanzar esta meta que yo me he fijado como un reto personal. Os quiero con locura y sin vosotros esto no hubiera sido posible.

Finalmente, agradecer que esta tesis doctoral haya sido apoyada por el proyecto PI-0203- 2016 de la Consejería de Salud para el Servicio Andaluz de Salud de España, junto con el proyecto de investigación RTI2018-098979 y la Acción 1 de la Universidad de Jaén EI_TIC1_2019.

RESUMEN

Los programas de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca han demostrado reducir la morbimortalidad en las enfermedades cardiovasculares. Sin embargo, el porcentaje de pacientes que acceden es muy bajo en nuestro entorno. Entre las causas de falta de accesibilidad, se encuentran causas tanto de índole sociodemográfico-cultural como la carencia de atención individualizada.

Los programas domiciliarios son una oportunidad para aumentar la accesibilidad sin requerir un aumento de los recursos disponibles.

En recientes estudios, la telemonitorización ha empezado a aplicarse en estos programas, obteniendo los mismos resultados en pronóstico y calidad de vida que en los pacientes que realizan los programas hospitalarios.

En este campo, las pulseras de actividad vestibles (wearables) con sensores de salud para el monitoreo de constantes vitales y el desarrollo de un sistema de decisión inteligente ubicuo, pueden ser un método exitoso para la supervisión remota de estos pacientes.

La propuesta de esta tesis doctoral es presentar un Sistema de Decisión Inteligente Ubicuo denominado RED-Core con pulseras vestibles basado en técnicas de soft computing, orientado al programa de rehabilitación cardíaca domiciliaria.

Para ello, nos planteamos los siguientes objetivos específicos:

- Integrar la frecuencia cardíaca medida a través de un dispositivo vestible en un modelo de monitorización basado en técnicas de soft computing orientado al programa de rehabilitación cardíaca domiciliaria.

- Flexibilizar la supervisión del facultativo en el programa de rehabilitación cardíaca domiciliaria en RED-Core a través de una metodología que ofrezca descripciones lingüísticas de la actividad realizada por el paciente con la pulsera vestible.
- Desarrollar el sistema RED-Core con pulseras vestibles basado en técnicas de soft computing en sus tres componentes: módulo del dispositivo vestible, módulo de la aplicación móvil para asesoramiento y módulo para la supervisión del facultativo.

Palabras clave: Rehabilitación cardíaca; Prevención secundaria; Programa de rehabilitación cardíaca; Frecuencia cardíaca; Unidad de rehabilitación cardíaca; Sesión de rehabilitación cardíaca; Zona óptima de entrenamiento de la frecuencia cardíaca; Umbral de ventilación; Soft computing; Resumen lingüístico; Wearable; Sistema de decisión inteligente y ubicuo.

ABSTRACT

Secondary prevention and cardiac rehabilitation programs have been shown to reduce morbidity and mortality in cardiovascular diseases. However, the percentage of patients who access is very low in our environment. Among the causes of lack of accessibility, there are causes of both sociodemographic-cultural nature and lack of individualized attention.

Home programs are an opportunity to increase accessibility without requiring an increase in available resources.

In recent studies, tele-monitoring has begun to be applied in these programs, obtaining the same results in prognosis and quality of life as in patients who carry out hospital programs.

In this field, wearable bracelets with health sensors for monitoring vital signs and the development of a ubiquitous intelligent decision system can be a successful method for the remote monitoring of these patients.

The proposal of this doctoral thesis is to present a Ubiquitous Decision Intelligent System with wearable bracelets based on soft computing techniques, oriented to the home cardiac rehabilitation program.

To do this, we set the following specific objectives:

- Integrate the measured heart rate through a wearable device into a monitoring model based on soft computing techniques oriented to the home cardiac rehabilitation program.
- To make the supervision of the physician more flexible in the program of domiciliary cardiac rehabilitation in the intelligent system through a methodology that offers linguistic descriptions of the activity performed by the patient with the wearable bracelet.

- Develop the Ubiquitous Decision Intelligent System (RED-Core) with wearable bracelets based on soft computing techniques in its three components: Wearable device module, mobile application module for advice and module for the supervision of the physician.

Keywords: Cardiac rehabilitation; Secondary prevention; Cardiac rehabilitation program; Heart rate; Cardiac rehabilitation unit; Cardiac rehabilitation session; Optimum heart rate training zone; Ventilation threshold; Soft computing; Linguistic summary; Wearable; Intelligent and ubiquitous decision system.

Índice general

AGRADECIMIENTOS	7
RESUMEN	9
ABSTRACT	11
Índice general	13
Índice de figuras	16
Índice de tablas	17
CAPÍTULO I. Introducción	19
1.1. Motivación	19
1.2. Hipótesis	20
1.3. Propuesta	21
1.4. Objetivos	21
1.5. Estructura	22
CAPÍTULO II. Antecedentes y estado actual del tema	25
2.1. Introducción	25
2.2. Factores clave para desarrollos innovadores en sistemas basados en sensores de salud	26
2.2.1. Traslado de los servicios de atención médica a entornos inteligentes	27
2.2.2. Sensores y dispositivos de salud para describir la vida de las personas	30
2.2.3. Computación ubicua para una salud móvil	32
2.2.4. Internet de las cosas (IoT)	34
2.2.5. Big Data, servicios en la nube y seguridad para entornos sanitarios	36

2.3. Programa de rehabilitación cardíaca.....	39
2.3.1. Introducción.....	39
2.3.2. Trabajos previos de dispositivos vestibles para la rehabilitación cardíaca domiciliaria.....	42
CAPÍTULO III. Evaluación de la frecuencia cardíaca durante la sesión del programa de rehabilitación cardíaca.....	47
3.1. Introducción.....	47
3.2. Modelo difuso para la monitorización y evaluación en tiempo real de la frecuencia cardíaca.....	47
3.2.1. Fuzzificación de medidas de frecuencia cardíaca por zonas de entrenamiento de frecuencia cardíaca óptima	50
3.2.2. Transformación difusa desde la etapa progresiva a la de mantenimiento	54
3.2.3. Evaluación de las sesiones de rehabilitación cardíaca	57
CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés	59
4.1. Introducción.....	59
4.2. Metodología	59
4.2.1. Evaluación de modificadores sobre los términos difusos	61
4.2.2. Impacto de la ventana temporal sobre los términos lingüísticos.....	63
4.2.3. Procesamiento difuso de sesiones.....	68
4.3. Resúmenes lingüísticos difusos de las sesiones de rehabilitación cardíaca	70
4.3.1. Protoformas para describir los flujos de frecuencia cardíaca	71

4.3.2. Operación de agregación de protoformas	74
4.4. Casos de estudio	77
4.4.1. Monitorización en tiempo real de los flujos de frecuencia cardíaca	77
4.4.2. Protoformas para describir las corrientes de frecuencia cardíaca	78
4.4.3. Operación de agregación de protoformas	82
CAPÍTULO V. RED- Core.....	87
5.1. Introducción.....	87
5.2. Arquitectura del sistema.....	90
5.3. Sistema RED-Core	92
5.3.1. Plataforma en la nube	94
5.3.2. Aplicación del dispositivo móvil	100
5.3.3. Aplicación del dispositivo vestible.....	105
CAPÍTULO VI. Conclusiones y trabajos futuros.....	111
6.1. Conclusiones	111
6.2. Trabajos Futuros.....	112
6.3. Publicaciones	113
6.3.1. Revistas internaciones.....	113
6.3.2. Congreso internacional	114
6.3.3. Protección software	114
Acrónimos	117
Referencias	119

Índice de figuras

Figura 1. Ejemplo de funciones de pertenencia.....	53
Figura 2. Evolución de las etapas progresivas hasta las de mantenimiento	56
Figura 3. Impacto de los modificadores difusos en los flujos de frecuencia cardiaca.....	62
Figura 4. Impacto de las ventanas temporales	65
Figura 5. Arquitectura de la metodología propuesta.....	69
Figura 7. Línea de tiempo de HRS.....	71
Figura 8. Tiempo de sesión (en minutos)	73
Figura 9. Ejemplo de las protoformas en sesiones reales de rehabilitación	81
Figura 10. Arquitectura y flujo de componentes	91
Figura 11. Imágenes de las aplicaciones vestibles, móviles y web	93
Figura 12. Inicio de Sesión	96
Figura 13. Vista principal web	96
Figura 14. Plan de ejercicios	97
Figura 15. Sesiones del paciente	98
Figura 16. Mensajes.....	99
Figura 17. Peso.....	99
Figura 18. Perímetro abdominal.....	100
Figura 19. Interfaz de la persona usuaria	101
Figura 20. Botones "enviar sesión" (izquierda) y "sincronizar con el servidor" (derecha)	101
Figura 21. Diálogo para indicar la valoración subjetiva del esfuerzo de la persona usuaria.....	102
Figura 22. Botones de "sesiones" (izquierda) y "evolución" (derecha).....	103
Figura 23. Botones de las funcionalidades opcionales	104
Figura 24. Botones de la sección de "guías y consejos" y "videos"	104

Figura 25. Pantalla principal aplicación RED-Core (wearable) ..	106
Figura 26. Pantalla "HR Reposo"	106
Figura 27. Pantalla de sesión de ejercicio en ejecución.....	107
Figura 28. Icono para pausar la sesión de ejercicio	108

Índice de tablas

Tabla 1. Valores de la encuesta	63
Tabla 2. Resultados de la evaluación de escala Likert.....	67
Tabla 3. Funciones de pertenencia.....	78
Tabla 4. Descripción textual en lenguaje natural.....	79
Tabla 5. Funciones trapezoidales de pertenencia para ventanas temporales difusas y cuantificador difuso de las protoformas...	80
Tabla 6. Funciones de pertenencia para cuantificadores difusos del operador de agregación de amplitud	83
Tabla 7. Métricas en la agregación de protoformas de sesiones de rehabilitación por paciente	84
Tabla 8. Métricas de la agregación de protoformas de las sesiones de rehabilitación	85

CAPÍTULO I. Introducción

1.1. Motivación

La Organización Mundial de la Salud define e-Health o ciber salud (WHA 58.28, 2005) cómo el uso de las tecnologías de información y comunicación para fomentar la salud, ya sea *in situ* o a distancia.

Los programas de e-Health en el hogar se utilizan cada vez más debido a la proliferación de dispositivos portátiles, dispositivos y sensores médicos portátiles que se integran perfectamente en la vida cotidiana de las personas usuarias para monitorear los signos vitales y la actividad física (Butte, Ekelund, & Westerterp, 2012). De esta manera, los dispositivos vestibles, junto con la conectividad y la computación ubicua en aplicaciones móviles (Espinilla, Liu, & Garcia-Chamizo, 2017), han proporcionado una solución para monitorear un mayor número de pacientes en programas de prevención y rehabilitación de forma personalizada (Gouaux, y otros, 2002).

Por otra parte, se ha demostrado que los dispositivos vestibles favorecen las estrategias para cambios en la salud, los hábitos y la promoción de la actividad física saludable (Case, Burwick, Volpp, & Patel, 2015). Para lograrlo, un aspecto clave es adaptarse a directrices clínicas y protocolos de alta calidad desde centros de salud hasta soluciones basadas en el hogar (Krupinski & Bernard, 2014) para proporcionar monitoreo de actividad en tiempo real por medio de dispositivos vestibles (Chiauzzi, Rodarte, & DasMahapatra, 2015).

Por otro lado, actualmente los programas domiciliarios de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca están en desarrollo. Se pretende aumentar el número de pacientes con cardiopatías que se beneficien de ellos, ya que, por falta de

recursos, se les da preferencia a los pacientes de mayor riesgo en los programas supervisados hospitalarios.

Las unidades de rehabilitación cardíaca hospitalarias cuentan con un espacio físico limitado y los Programas de Rehabilitación Cardíaca tienen una duración larga, por lo que son pocos los pacientes que pueden acceder a estos tratamientos. Además, carecen de monitorización y supervisión por realizarse en el hogar, por lo que son difíciles de diagnosticar y pueden ocasionar problemas de salud si se hacen de forma inadecuada.

Motivados por esta necesidad de incrementar el número de pacientes tratados y aumentar su seguridad, y teniendo en cuenta los avances recientes de los dispositivos vestibles, los cuales han influido favorablemente en la perspectiva de cardiología, la propuesta de esta tesis doctoral se centra en el desarrollo de un sistema de decisión inteligente y ubicuo de asesoramiento y supervisión para pacientes que realizan un programa de Prevención Secundaria y Rehabilitación Cardíaca domiciliaria.

El sistema propuesto estará basado en técnicas de soft computing que nos permiten definir un asesoramiento y una supervisión sanitaria de forma intuitiva con la ayuda de los profesionales sanitarios; se basa en el uso de pulseras de actividad vestibles con sensores de salud para la monitorización de la frecuencia cardíaca.

1.2. Hipótesis

El desarrollo de un sistema de decisión inteligente ubicuo de e-Salud mediante sensores de salud (dispositivos wearables) con una metodología basada en soft computing para la monitorización de constantes vitales, supervisión sanitaria y asesoramiento de los pacientes, podrían mejorar la accesibilidad

de las personas usuarias que realizan un programa de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca domiciliario, mejorando la calidad de los programas de rehabilitación cardíaca.

1.3. Propuesta

En base a la hipótesis formulada, en esta tesis doctoral se realizan las dos siguientes propuestas de investigación:

- Modelado de la frecuencia cardíaca de una sesión de ejercicio físico prescrito por un facultativo con técnicas difusas. monitorización y evaluación en tiempo real en el hogar utilizando dispositivos vestibles con sensores de frecuencia cardíaca. La monitorización inteligente permitirá aumentar la adherencia de los pacientes al programa y prevenir frecuencias altas o bajas durante la sesión en tiempo real.
- Computación de resúmenes lingüísticos de indicadores de interés. Los profesionales en cardiología acceden a la sesión de ejercicio prescrita para comprobar el progreso de múltiples pacientes, siendo necesario definir y mostrar los indicadores de interés a través de protoforms lingüísticos, los cuales son expresiones ricas en lenguaje natural para modelar el conocimiento experto de modo lingüísticamente.

1.4. Objetivos

A partir de las propuestas de esta tesis doctoral, los principales objetivos específicos a abordar se definen a continuación:

- Establecer un modelo de monitorización de la sesión de rehabilitación basado en técnicas de soft computing en el propio dispositivo vestible que mide la frecuencia cardíaca para el asesoramiento en tiempo real del ritmo de ejercicio físico.
- Estudiar diversos métodos de agregación de la información basado en técnicas de soft computing que permitan establecer una metodología para realizar un resumen lingüístico de la actividad llevada a cabo por el paciente con el fin de facilitar el asesoramiento del paciente y la supervisión por parte del facultativo.

Analizar, diseñar, implementar y evaluar un prototipo de sistema de decisión inteligente y ubicuo que integre el modelo teórico de monitorización en dispositivos vestibles junto a la metodología de descripción lingüística, con el objeto de soportar los procesos de asesoramiento y supervisión para pacientes que realizan un programa de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca domiciliaria.

1.5. Estructura

La presente tesis doctoral está estructurada en los siguientes capítulos:

- **Capítulo 2.** Presentamos los antecedentes y estado actual del tema, analizando los factores clave para desarrollos innovadores en sistemas basados en sensores de salud, dónde observaremos que los servicios de atención médica tienden a trasladarse a entornos inteligentes. Además, revisaremos el uso de sensores y dispositivos de salud que describen la vida de las personas junto con la aplicación de computación ubicua

para la salud móvil. Seguidamente, analizaremos el paradigma de internet de las cosas, Big Data, servicios en la nube y seguridad para entornos sanitarios. Finalizamos el capítulo, introduciéndonos en el Programa de Rehabilitación Cardíaca, presentando los principios y la motivación de la rehabilitación cardíaca junto con trabajos anteriores relacionados.

- **Capítulo 3.** Detallamos un protocolo estandarizado para la rehabilitación cardíaca y, en base a él, se propone un modelo difuso para el monitoreo en tiempo real de la frecuencia cardíaca de los pacientes.
- **Capítulo 4.** Presentamos una metodología novedosa para generar resúmenes lingüísticos de las sesiones de rehabilitación a partir de los flujos de frecuencia cardíaca de los pacientes con cardiopatía isquémica para el equipo de rehabilitación cardíaca. Se presenta un estudio de caso para mostrar la utilidad y la aplicabilidad de la metodología propuesta con datos reales de las sesiones de rehabilitación de tres pacientes que participan libremente en los Programas de Rehabilitación Cardíaca proporcionados por la Consejería de Salud y Familias, del Servicio Andaluz de Salud en el Hospital Universitario de Jaén (España).
- **Capítulo 5.** Presentamos la arquitectura del Sistema de Decisión Inteligente Ubicuo diseñado y desarrollado en esta memoria de tesis basado en aplicaciones portátiles y móviles para muñeca y una aplicación en la nube para el equipo de profesionales de rehabilitación cardíaca.
- **Capítulo 6.** Finalmente, exponemos las conclusiones y trabajos futuros.

CAPÍTULO II. Antecedentes y estado actual del tema

2.1. Introducción

En este capítulo, presentamos los factores clave para desarrollos innovadores en sistemas basados en sensores de salud, analizando:

- El traslado de los servicios de atención médica a entornos inteligentes.
- El uso de sensores y dispositivos de salud para describir la vida de las personas.
- El uso de la computación ubicua para la salud móvil.
- El paradigma de internet de las cosas.
- Big Data, servicios en la nube y seguridad para entornos sanitarios.

Finalizamos este capítulo describiendo el programa de rehabilitación cardíaca y los trabajos anteriores relacionados de dispositivos vestibles para la rehabilitación cardíaca, presentando las oportunidades y factores clave en el desarrollo de tecnologías sanitarias basadas en dispositivos móviles, portátiles y ambientales.

2.2. Factores clave para desarrollos innovadores en sistemas basados en sensores de salud

En la actual revolución tecnológica, la proliferación de los sensores de dispositivos y entornos inteligentes están convirtiendo a las personas usuarias como una fuente de datos permanente y constante de sus actividades cotidianas. Dicho hecho permite analizar desde el monitoreo de los signos vitales hasta el reconocimiento de su estilo de vida, comportamiento y salud (Dias, 2018).

En este capítulo, describimos las tendencias y problemas actuales en los sistemas de salud innovadores, integrando dispositivos portátiles y entornos inteligentes en numerosas aplicaciones de salud.

Desde finales del siglo XX, las soluciones tecnológicas han abierto nuevas tendencias y oportunidades de desarrollos innovadores (Abelson, 1998) en el sistemas de salud. Estos enfoques suelen proponer cambios disruptivos (Bower, 1995) como solución a los problemas de acceso a los sistemas de salud (Schwamm, 2014), mediante el despliegue de sensores y dispositivos cuya accesibilidad se extiende a gran parte de la población del mundo desarrollado.

La penetración de dispositivos móviles ha permitido incorporar las capacidades de computación ubicua (Weiser, 1991) en nuestras actividades diarias.

Por otra parte, el cambio demográfico venidero y las demandas de salud han puesto en entredicho la capacidad del modelo actual de salud. Ante esta situación, es necesario aplicar una innovación disruptiva en la próxima generación del sistema de salud, cuyo nuevo enfoque permite que las organizaciones sobrevivan a mercados dinámicos y complejos, y situaciones económicas inciertas (Franz, 2012) y contribuyan a una mayor sostenibilidad organizacional (Christensen C. H., 2008).

Las innovaciones disruptivas son generalmente impulsadas por emprendedores y desarrollos innovadores debido a los beneficios iniciales de riesgo y su escaso desarrollo de recursos (Christensen C. , 2013). Sin embargo, cuando la innovación tiene éxito, logra una penetración e impacto mucho más profundos en lo individual, funcional, niveles de empresa y mercado (Assink, 2006).

2.2.1. Traslado de los servicios de atención médica a entornos inteligentes

Los entornos inteligentes (Friess, 2013) son espacios interactivos donde los dispositivos tecnológicos son adecuados para resolver las actividades cotidianas de las personas. Se desarrollan bajo redes de objetos físicos, en los que Internet de las Cosas (Internet of Things - IoT) (Kopetz, 2011) ha surgido recientemente como nuevo paradigma que los conecta y donde la inteligencia ambiental (Zelkha, 1998) y la computación ubicua (Weiser, 1991), convergen (Marie, 2014) para proporcionar objetos inteligentes conectados dentro de los entornos inteligentes.

Entre otras aplicaciones, los entornos inteligentes pueden proporcionar una solución exitosa para el problema del envejecimiento de la población, ya que se elevará el porcentaje de la población de más de 65 años hasta el 15% (United Nations, 2013). En este escenario, el sistema de salud actual no puede atender a las personas y supervisar a los pacientes de forma individual, es insostenible.

Así que, se proponen entornos inteligentes para ayudar a las personas mayores a quedarse con una mejor calidad de vida tanto tiempo como sea posible en su sostenibilidad, salud y fabricación de hogares (Branger, 2014).

La principal diferencia con respecto a la salud móvil es que los entornos inteligentes analizan una visión más completa de la vida cotidiana de las personas usuarias con el fin de proporcionar una vida asistida ambiental (Yin, 2014) (Alam, 2014) (Van Hoof, 2012).

Esta visión se realiza mediante la integración de datos de fuentes heterogéneas (Bellavista, 2012), que se despliegan en una amplia gama de sensores para recopilar datos heterogéneos de dispositivos móviles o dispositivos portátiles de diferentes personas usuarias que se combinan junto con dispositivos ambientales del entorno (Pei, 2008).

Debido a esta diversidad, un aspecto clave para los entornos inteligentes es el diseño de modelos y estructuras de representación del conocimiento. En modelos de salud semántica, el desarrollo de ontologías se ha adaptado con éxito a la identificación del comportamiento humano (Villalonga, 2016). Paralelamente, otros modelos generales se han centrado en proporcionar interoperabilidad científica (Nugent, 2007) o la interoperabilidad empresarial (Weichhart, 2015).

Además, es necesario distribuir el procesamiento de la información de los sensores. Así, la adecuada distribución de servicios en entornos ambientales es la clave para proporcionar sensibilidad en tiempo real (Balan, 2003), al distribuir el procesamiento de la información en varias unidades centrales de procesamiento (Verissimo, 2012) (Liu, 1998). En esta área, el concepto de middleware (Henning, 2004) se destaca como una infraestructura en la que se distribuyen los flujos de datos de los diferentes sensores y dispositivos entre sí.

Los dispositivos ambientales de las personas usuarias de servicios remotos para el desarrollo de soluciones empresariales de entornos inteligentes, permiten la distribución de información, siendo el modelo de desarrollo bajo código abierto una iniciativa importante para lograrlo.

Las plataformas de salud en e-Health, se centran en traducir los servicios de atención médica a entornos o dispositivos inteligentes de forma remota. Este ambicioso objetivo, tiene como fin el resolver problemas relacionados con la dependencia y el envejecimiento, así como dar cobertura a un mayor número de pacientes. A continuación, se citan algunos ejemplos:

- Monitorización de las enfermedades crónicas, que padecen la mitad de los habitantes de los países desarrollados (Ashman, 2013) (Harbers, 2012).
- Reducir los errores de administración de medicamentos debido al incumplimiento de sus instrucciones, siendo la causa de aproximadamente el 10% de las hospitalizaciones y debido a que producen el 23% de las hospitalizaciones de los ingresos de las personas mayores (Veazie, 2006) (Lisby, 2005) (Lewis, 2009).
- Identificación de trastornos mentales mediante el análisis de las actividades de las personas usuarias, como la demencia (Lotfi, 2012).
- Promover la tele-enfermería, se ha demostrado que disminuye el número de visitas ambulatorias y de urgencias, acorta las estancias hospitalarias, mejorando la calidad de vida relacionada con la salud y disminuyendo el costo en la atención médica (Kamei, 2013).
- Hacer partícipe al paciente del cuidado de su salud mediante el uso de telemedicina, la cual consiste en la prestación de asistencia médica y servicios de salud utilizando las Tecnologías de la Información y Comunicaciones para el intercambio de información, reduciendo las limitaciones de tiempo, distancia y acceso a lugares remotos (Ceballos, 2019).

Por otra parte, estas oportunidades de mercado se pueden considerar como innovaciones empresariales para desarrollar entornos de salud inteligentes, pero en la literatura se ha observado que hay varios factores cruciales a analizar en implementaciones reales:

- Detectar cuándo y dónde es más efectiva la telemedicina para evitar programas ineficaces (Kahn, 2015).
- Formación de profesionales sanitarios en nuevas tecnologías (Varshney, 2007).
- Mantener viva la comunicación entre pacientes y profesionales de la salud (Weinstein, 2014), por ejemplo, mediante la integración de sistemas de videoconferencia.
- Creación de la infraestructura legal y normativa para la telemedicina (Kahn, 2015).
- Integración de la tecnología para formar parte de entornos inteligentes mediante sensores de bajo costo y autónomos de energía (Amendola, 2014), aumentar la seguridad y minimizar los accidentes y errores (Vasquez, 2015).

2.2.2. Sensores y dispositivos de salud para describir la vida de las personas

Los sensores integrados en el móvil, dispositivos y su comunicación generalizada, permiten que las personas usuarias interactúen con nuevas aplicaciones y servicios en un gran número de sectores, pero tiene un impacto sobre la vida de las personas sobre todo en la salud (Lane, 2010). De esta forma, las tecnologías móviles (Malvey, 2014) han demostrado ser eficaces para cambiar la salud y el comportamiento de las personas (Free

C. P., 2013), por ejemplo, aumentar el tiempo de ejercicio, el conocimiento de la salud y logran la pérdida de peso de los pacientes (Wantland, 2004).

Recientemente, los dispositivos móviles y vestibles (Lymberis A. a., 2007) están empezando a integrar sensores portátiles inteligentes que analizan la actividad de la persona usuaria por medio de medidas confiables como el movimiento, los pasos y signos vitales, como la frecuencia cardíaca.

Estos sensores están en contacto directo con la magnitud física que se desea evaluar y forman parte del diseño de equipos médicos (Pérez Trenard, 2018).

En el contexto de la salud, han proporcionado una nueva perspectiva del monitoreo en tiempo real para los sistemas de apoyo a la decisión y el pronóstico (Pantelopoulos, 2010) convirtiéndose en facilitadores del comportamiento de salud (Patel, 2015). Cabe destacar dos casos de estudio real, que se han llevado a cabo mediante monitoreo remoto en tratamientos de pacientes con enfermedades cardiovasculares (Szydlo, 2016) (Albaghli, 2016). Estos trabajos serán evaluados con mayor detalle en la Sección 2.3.2.

Por otra parte, la irrupción de estos dispositivos y sistemas de salud han roto el modelo de negocio tradicional que se traduce en una perspectiva innovadora que maneja este proceso mediante Tecnología Médica Europea. La industria (Europe, 2013) ha tomado una instantánea del desarrollo de dispositivos de salud, señalando que:

- Los precios de los dispositivos médicos implantables se han reducido entre un 17% a 34%.
- 25,000 empresas están enfocadas en tecnología médica, donde el 95% son pequeñas y medianas empresas.

- Las patentes en tecnología médica representan las mayores de todo el sector (más de 11,000).
- El 7,5% del gasto sanitario total corresponde a tecnologías médicas.
- Los gastos en dispositivos médicos se centran en EE.UU. (40%) y en Europa. (30%).
- El ciclo de vida del desarrollo es de 18 a 24 meses.

Respecto a la perspectiva de mercado e innovación empresarial, las aplicaciones móviles de salud actualmente están manejando temas relevantes, tales como:

- La necesidad de contar con financiación (Dicianno, 2015).
- Resolución de privacidad de datos y seguridad como un tema importante en despliegues para la salud pública (Silva, 2015).
- Demostrar ser rentables para el manejo de enfermedades crónicas en países en desarrollo (Beratarrechea, 2014).
- Centrarse en la asistencia y aplicaciones de monitoreo, ya que son las aplicaciones más utilizadas (Martínez-Pérez, 2013).
- Integrar protocolos de práctica profesional de alta calidad (Castelnuovo G. M., 2014).

2.2.3. Computación ubicua para una salud móvil

Basados en la capacidad informática de los sensores portátiles y dispositivos de salud, los paradigmas recientes, como Edge Computing (Garcia Lopez, 2015) o Fog Computing, han

trasladado el cómputo de datos y servicios dentro de los dispositivos donde se recolectan los datos (García López, 2015). Esto permite mejores y más potentes arquitecturas, donde los datos se procesan en tiempo real en los propios dispositivos y las capas de recolección de datos son también inteligentes.

La incertidumbre y la vaguedad son inherentes al procesamiento de datos debido a las limitaciones de las capacidades computacionales y de comunicación de los dispositivos inteligentes. La lógica difusa y las protoformas representan una herramienta poderosa para modelar y calcular datos imprecisos (MA López-Medina, 2020).

Esta nueva perspectiva desplaza el enfoque de Cloud Computing, con un procesamiento centralizado (Chen L. H., 2015), a IoT (Xu, 2016) (Kopetz, 2011) con una red de colaboración donde los objetos inteligentes interactúan entre sí y cooperan con sus vecinos para alcanzar objetivos comunes (Atzori, 2010) (Kortuem, 2010).

En estos últimos años, la computación ubicua (Weiser, 1991) ha dejado de ser una utopía para proporcionar una serie de herramientas de desarrollo en Android o iPhone, para explotar las capacidades de los dispositivos portátiles (Lara, 2013). Muchas de ellas, ya se han integrado en aplicaciones sanitarias (Patel, 2015).

Estas tendencias han permitido la rehabilitación remota de computación ubicua (Chang, 2012), telemedicina móvil (Satyanarayanan, 2001) (Varshney, 2007) o sistemas de vigilancia de la salud (Custodio, 2012).

Aunque existen herramientas para el desarrollo de aplicaciones móviles, es necesaria una nueva perspectiva para integrar procesos inteligentes por medio de computación ubicua y computación en la niebla. El reto de salud en móviles está en localizar el procesamiento de información de los sensores para generar información más rica y de mayor nivel (Haefner, 2011) en los dispositivos donde se recopilan datos en tiempo real.

El procesamiento y análisis de datos en bruto se ha convertido en un factor clave necesario para el resumen y fusión de información de sensores mediante computación sensible al contexto en diferentes trabajos (Emmanouilidis, 2013) (Makris, 2013) (Perera, 2014).

2.2.4. Internet de las cosas (IoT)

El paradigma de Internet de las cosas (IoT) (Borgia, 2014) se basa en la idea de que múltiples dispositivos ubicados en el entorno, trabajan para adquirir información y almacenarla para luego procesar y analizar estos datos con el objetivo de proporcionar servicios inteligentes (D. Gil, 2016).

En este contexto, existen desafíos abiertos para extraer información enriquecida a partir de la gran cantidad de datos de fuentes de sensores en una implementación a gran escala dentro del paradigma revolucionario de IoT. Para aliviar esta limitación, se han involucrado múltiples áreas del campo de la investigación, como el filtrado de datos, la agregación de datos, el análisis semántico y la utilización de la información (I. Kholod, 2016).

Por otro lado, las descripciones lingüísticas de los datos permiten generar información en lenguaje natural (J. Kacprzyk, 2013) y transmitir la información más relevante, y algunas veces oculta, en los datos. Dentro de este área, son verdaderamente las protoformas lingüísticas y la lógica difusa, que fueron propuestas por Zadeh (Zadeh, 2006) (Zadeh, 1975). El objetivo de la lógica difusa y las protoformas lingüísticas fueron definidas como un modelo de conocimiento útil para el razonamiento (Zadeh, June 2002), el resumen (J. Kacprzyk, 2005), y el desarrollo de estudios sobre la agregación (R.R.Yager, 1991) de datos bajo incertidumbre, lo cual permite modelar el conocimiento mediante conjuntos difusos cuyo grado de verdad se define por las funciones de pertenencia.

Tanto el paradigma de IoT como los modelos lingüísticos difusos se han propuesto con éxito para gestionar la incertidumbre y la vaguedad de una manera interpretable, siendo un factor clave para obtener un alto rendimiento y resultados interpretables (E. Kim, 2015).

El uso de protoformas y lógica difusa ha proporcionado resultados brillantes en los sistemas de IoT en múltiples áreas con flujos de datos de sensores, como la predicción del tiempo (A. Ramos-Soto, 2015), la predicción de la demanda de atención urgente en ciudades inteligentes (J. Medina Quero M. A., 2018), el control de la medicación para la fiebre (J. Medina M. E.-F., 2018), escenas visuales (A. Gatt, 2016) o seguimiento de pacientes con preeclampsia en dispositivos portátiles (M. Espinilla J. M.-L.-F., 2017).

Por tanto, la lógica difusa ha demostrado ser una herramienta útil para hacer frente a la incertidumbre en los complejos sistemas heterogéneos de sensores de internet de las cosas.

Como ejemplo de aplicación en estos ámbitos, podemos destacar los enfoques para el reconocimiento de actividades basados en lógica difusa, estos han proporcionado excelentes resultados en la optimización de la configuración de una arquitectura heterogénea de sensores (M. Espinilla & J. Liu, 2017).

Otro ejemplo de aplicación es el de los sistemas manipuladores de robots con múltiples sensores y actuadores, dónde se propone un esquema de control difuso con algoritmos de adaptación para gestionar la incertidumbre de la información (Y. Fan, 2018).

En el campo de investigación de descripciones lingüísticas de datos con protoformas y lógica difusa aplicadas a soluciones de salud electrónica basadas en sistemas complejos de IoT, específicamente en enfermedades cardiovasculares, se ha demostrado que la lógica difusa funciona como una herramienta

de modelado eficaz en la rehabilitación cardíaca (C. C. Oliveira, 2016) (J. Medina Quero M. R., 2017).

En resumen, existe una evidencia por el gran número de aplicaciones actuales donde se ha demostrado que la lógica difusa permite modelar y desarrollar sistemas inteligentes eficaces (Alcalá-Fdez, 2016).

2.2.5. Big Data, servicios en la nube y seguridad para entornos sanitarios.

Una mención especial es necesaria para los servicios de salud y su persistencia en entornos inteligentes debido a que requieren el manejo de una gran cantidad de datos confidenciales de sensores, que son la clave para generar conocimiento sobre pacientes y enfermedades (Bates, 2014).

Esta enorme cantidad de datos es tratable mediante herramientas Big Data (Kuo, 2014), que han crecido gracias a la proliferación de sensores y, en el contexto de esta memoria de tesis, en entornos de salud (Chen M. M., 2016).

El análisis de datos de pacientes podrá proporcionar nuevas investigaciones y evaluar los programas de atención de salud utilizando el aprendizaje automático (Obermeyer, 2016).

Sin embargo, es necesario resolver el problema clave del crecimiento exponencial de información: en este año 2020, solo se necesitarán 73 días para duplicar el volumen de datos médicos (Bonis, 2016).

Por esa importante razón, la empresa y las soluciones innovadoras, que tienen como objetivo atender a un número relevante de entornos y pacientes para servicios de salud, necesitan el manejo de los siguientes puntos críticos en datos de salud:

- Incluir la recolección a largo plazo del flujos de bioseñales de sensores, por medio de herramientas de alta capacidad que permitan la persistencia y el análisis de datos a gran escala, destacando las soluciones basadas en código abierto de bases de datos distribuidas no relacionales, como Hadoop (Ku, 2011) (Yu, 2012) y Spark (Archenaa, 2016).
- Incluir los estándares internacionales de interoperabilidad informática, donde uno de los más destacados es Health Level Seven HL7 (Jin, 2015).
- Integrar la aplicación de monitoreo de servicios en la nube, haciéndolos fácilmente accesibles (Yadav, 2016).
- Incluir los procesos de inteligencia empresarial.
- La colaboración de los responsables de la toma de decisiones de la empresa, es una necesidad reciente que se exige para integrar el análisis y obtener una perspectiva de datos financieros y médicos y ser más proactivos (Raghupathi, 2014).
- Adoptar los protocolos de prevención en el hogar mediante un sistema ininterrumpido de comunicación con los pacientes, el cual permita anticipar o predecir posibles problemas, tomando las decisiones adecuadas en cualquier momento, optimizando el modelo de servicio en sí y, finalmente, reduciendo los gastos de recursos necesarios (Lokkerbol, 2014).

En materia de seguridad, privacidad y cuestiones legales en los registros de salud electrónicos, la información de los datos de salud debe estar encriptada y restringida a las propias personas usuarias, y de la misma manera, debe ser compartida con el personal de atención médica mediante la autorización previa del propietario (Fernández-Alemán, 2013). Estos temas involucran

trabajos relevantes sobre aspectos legales en los despliegues de los innovadores sistemas de salud:

- En (Steinhubl, 2015), la falta de evidencia de alta calidad que apoya la adopción de nuevas tecnologías tiene muchos obstáculos financieros, regulatorios y de seguridad que superar.
- Sobre la base de las experiencias de Inglaterra y Australia, los derechos y responsabilidades de los registros electrónicos de salud requieren una reordenación moral necesaria para transformar la atención médica a través de dichos medios (Garrety, 2014). En concreto, en protección de datos de Electronic Health Record (EHR), donde la Unión Europea y otros países están decididos a encontrar soluciones, imponen políticas y estándares para implementar la EHR a nivel nacional e internacional (Kaldoudi, 2016).
- Para proporcionar servicios en la nube seguros para datos de salud, sería necesario avanzar en los acuerdos de nivel de servicio para la seguridad (Rong, 2013). Estos servicios deben incluir el acceso de rol restringido, que permite al personal sanitario tener varias vistas basadas en distintos perfiles (Shrestha, 2016).

Una vez que los gobiernos, las instituciones de salud y las empresas realicen un acuerdo común de la normalización, el Big Data en salud será un punto de referencia en ciencias de la salud para estudiar y mejorar la vida de la sociedad (Murdoch T. a., 2013).

2.3. Programa de rehabilitación cardíaca

2.3.1. Introducción

En los países desarrollados, el principal problema de salud lo constituyen las enfermedades cardiovasculares. Según la Organización Mundial de la Salud, mueren anualmente en torno a diecisiete millones de personas por este tipo de enfermedades (Braig, 2011).

Afortunadamente, la prevención primaria (como herramienta más eficaz), el tratamiento y las medidas de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca (Cano De La Cuerda, 2012) han mejorado éste pronóstico, reduciendo la morbilidad y mortalidad de las enfermedades cardiovasculares. (Balady, 2011).

La Organización Mundial de la Salud, en 1993, define la Rehabilitación Cardíaca como la suma de las actividades requeridas para influir favorablemente en la causa subyacente de la enfermedad cardíaca, así como asegurar la mejor condición física, social y mental, que les permitan ocupar por sus propios medios un lugar tan normal como sea posible en la sociedad. La rehabilitación no puede ser considerada como una forma aislada de tratamiento, sino que debe de estar integrada dentro del tratamiento en su conjunto (World Health Organization, 1993).

En los últimos tiempos se han ido desarrollando Unidades de Prevención Secundaria (PS) y Rehabilitación Cardíaca (RC) tanto a nivel nacional como internacional, aunque con grandes diferencias entre unos lugares y otros, siendo en muchos casos insuficientes, a pesar de haber demostrado reducir la morbimortalidad en las patologías cardíacas, fundamentalmente en el infarto agudo de miocardio (García-Porrero, 2010).

Las unidades de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca, están constituidas por equipos multidisciplinares

integrados por distintos profesionales de la salud (cardiólogos, médicos rehabilitadores, enfermeros, fisioterapeutas, nutricionistas, personal del área de salud mental, trabajadores sociales, etc.). Entre los diferentes profesionales se desarrollan programas individualizados y específicos para cada paciente.

En España, el 30% de los fallecimientos que se producen se deben a patologías cardiovasculares, y múltiples estudios han desvelado que este tipo de programas pueden llegar a reducir la mortalidad alrededor de un 20-30% en el infarto agudo de miocardio (Jano, 2014). De ahí que, en las guías de práctica clínica actuales, tengan una recomendación de clase IB (Smith S. a.-J., 2011).

El proceso de implantación de las unidades de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca del Sistema Nacional de Salud Español no está creciendo al ritmo deseable, ya que exige una inversión en capital humano y material que actualmente, por diversas circunstancias, no puede llevarse a cabo.

Dicho hecho conlleva a que el acceso de los pacientes a las unidades de rehabilitación cardíaca siga siendo bajo y desigual entre comunidades autónomas (Jano, 2014). A pesar del exitoso desarrollo de los Programas de Rehabilitación Cardíaca en los últimos tiempos, un gran porcentaje de unidades no están dotando de los recursos necesarios para llevar a cabo todas las tareas básicas y no básicas que se le exigen a una Unidad de estas características.

La Comunidad Autónoma de Andalucía, se encuentra a la cabeza en número de unidades de rehabilitación cardíaca en el territorio nacional, 23 unidades de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca hay en la actualidad, perteneciendo 17 de ellas al sector público con una distribución desigual por provincias y con una acuciante escasez de recursos tanto de personal como de material en muchas de ellas (R-EURCa, 2014).

Sorprendentemente, en España actualmente solo acceden el 9% de los pacientes con Cardiopatía Isquémica a los programas de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca, a pesar de ser la patología que más se trata en estas Unidades. La falta de accesibilidad se debe a diversos factores como son la edad, el sexo, las comorbilidades, el nivel cultural y socioeconómico, el área geográfica y profesión (Balady, 2011).

Por todas éstas razones y con el objetivo de aumentar la accesibilidad, se está trabajando en el desarrollo de programas de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca a nivel de atención primaria y de forma domiciliaria, permitiendo así aumentar el número de pacientes que se benefician de estos programas, fundamentalmente en los pacientes de bajo riesgo (Pablo-Zarzosa, 2011).

Tanto los programas hospitalarios como los llevados a cabo en los centros de salud, son supervisados por personal sanitario. Sin embargo, los programas domiciliarios carecen de supervisión alguna.

En estos últimos, a los pacientes se les aportan unas directrices tanto de entrenamiento físico como de recomendaciones de estilo de vida. Al carecer de supervisión sanitaria, no es posible conocer si los pacientes cumplen con el entrenamiento físico prescrito y el nivel de adherencia al mismo. Algunos autores han mostrado en sus trabajos, la eficacia de los programas domiciliarios, sin existir diferencias significativas con los grupos supervisados (Taylor R. a., 2010). En los últimos años, se han realizado algunos trabajos, en los cuales se han utilizado las nuevas tecnologías de la información y la comunicación para la telemonitorización de estos pacientes, fundamentalmente con dispositivos móviles, proporcionando la característica de ubicuidad, con unos excelentes resultados (Kraal, 2013) y (Worringham, 2011).

2.3.2. Trabajos previos de dispositivos vestibles para la rehabilitación cardíaca domiciliaria

En la literatura, destacamos trabajos recientes y revisiones donde se describe y resume la efectividad de los sistemas inteligentes de monitoreo de salud (Baig, 2013) (Taylor, y otros, 2015) (Taylor R. a., 2010). En los últimos años, se han realizado algunos trabajos en los que las tecnologías de la información y la comunicación en los dispositivos portátiles han permitido la telemonitorización de estos pacientes. Estos son los más representativos de los siguientes trabajos.

En (Kraal, 2013), se evalúa una rehabilitación cardíaca a domicilio con guía de telemonitorización. Incluye entrenamiento individual por teléfono semanalmente después de cargar los datos de entrenamiento.

En (Worringham, 2011), se presenta un programa de entrenamiento para caminar a domicilio. El enfoque incluye un dispositivo de salud con cuatro electrodos. Al final de las sesiones, los datos se transmiten utilizando un dispositivo móvil a un centro de monitoreo, que proporciona indicadores de cumplimiento y evaluación.

En (López, 2010), una combinación de e-textiles, redes de sensores inalámbricos y un tablero de transmisión proporcionan monitoreo de varios parámetros fisiológicos, como el electrocardiograma (ECG), la frecuencia cardíaca y la temperatura corporal para futuros entornos de atención médica.

En (C. C. Oliveira, 2016), los datos cardíacos y aórticos se recolectan mediante camisetas portátiles con electrodos integrados. Luego, son procesados por un dispositivo móvil para adquirir bioseñales. Además, la lógica difusa se presenta como una herramienta de modelado eficaz con el monitoreo de los signos vitales mediante reglas difusas.

En (Rawstorn, Gant, Meads, Warren, & Maddison, 2016), una aplicación móvil carga las sesiones desde un dispositivo portátil para permitir el entrenamiento del personal de salud. El dispositivo portátil se presenta como un recopilador de datos sin proporcionar una retroalimentación de las sesiones en tiempo real.

En (Albaghli R., 2016) la tecnología wearable tiene un gran potencial para monitorizar la salud del público. Se diseña con ayuda médica, un prototipo para ayudar a las personas usuarias y médicos a interpretar de forma gráfica, el historial de monitorización de frecuencia cardíaca de las personas usuarias, detectando frecuencias cardíacas anómalas.

En (Wallen, 2016) se comprueba que la frecuencia cardíaca se mide con suficiente precisión en los Smart Watch evaluados en personas usuarias sanas durante la realización de ejercicio.

En (Kitsiou, y otros, 2017), se proponen dispositivos de sensores portátiles Fitbit y entrenamiento personalizado con SMS. De la misma manera, una aplicación ad hoc no se integró en el dispositivo portátil.

En (Lee, Lee, Joo, Kim, & Noh, 2017), la frecuencia cardíaca se midió sobre el dedo índice usando una cámara incorporada durante un minuto en cada etapa de ejercicio para evaluar la calidad de la sesión.

En (Koshy, 2018), se monitorizaron pacientes hospitalizados con ECG y 4 modelos de Smart Watch, llegando a la conclusión de que se demuestra una gran concordancia en la medición de la frecuencia cardíaca entre los dispositivos.

En (Sajeev, 2019), se indica que la detección de síntomas de arritmia en los Smart Watch estudiados, sigue siendo favorable en comparación con sistema de monitoreo convencional Holter. Además, los pacientes se sienten más tranquilos y cómodos con su uso.

En (Ni, 2019), se analizan los datos producidos por Smart Watch para recomendar la actividad a realizar (tipo de ejercicio y ruta de entrenamiento) y predicción de la frecuencia cardíaca a corto plazo, para ayudar a alcanzar la frecuencia cardíaca objetivo.

De esta manera, trabajos anteriores han puesto de relieve la relevancia y la eficacia de la integración de los programas de rehabilitación cardíaca en las soluciones basadas en el hogar, pero con las limitaciones de los sensores de frecuencia cardíaca no programables o los dispositivos invasivos y que no son cómodos para la vida cotidiana de la persona usuaria en las primeras etapas de implantación. Sin embargo, recientemente, una nueva generación de relojes inteligentes y dispositivos de muñeca ha mejorado la calidad de las medidas en la frecuencia cardíaca (HR), logrando un error medio por debajo del 5% en las actividades basadas en laboratorio (Shcherbina, y otros, 2017).

Además, se espera que los relojes inteligentes y los dispositivos de muñeca sean una ventaja para las tecnologías m-Health (Free C. a., 2013) en la detección de actividad física gracias a las herramientas y sistemas operativos recientes que permiten el desarrollo de aplicaciones en los mismos, permitiendo que se pueda realizar supervisión en tiempo real desde el propio dispositivo y adaptada al paciente, incluso en entornos al aire libre mientras se realiza la sesión de ejercicio.

En base a este contexto, en esta tesis doctoral, describimos el monitoreo y la evaluación en tiempo real de las sesiones de rehabilitación cardíaca (SRC) en el hogar utilizando dispositivos portátiles con sensores de frecuencia cardíaca. Los aspectos más destacados de este enfoque son:

- Uso de dispositivos vestibles de muñeca. Los dispositivos de muñeca no son invasivos porque el sensor de frecuencia cardíaca está integrado en la superficie de contacto con la piel. Además, no requieren la colocación de electrodos en el cuerpo

antes de la actividad física. Por otra parte, se usan como un reloj de una manera cotidiana.

- Modelado de un Programa de Rehabilitación Cardíaca teórico de alta calidad. Se introduce un Programa de Rehabilitación Cardíaca estandarizado desarrollado por la unidad de rehabilitación cardíaca del Hospital Universitario de Jaén (España) como el enfoque de la base para la atención de cada paciente de manera personalizada. Se incluye un enfoque lingüístico basado en lógica difusa (Zadeh, 1965) para modelar el Programa de Rehabilitación Cardíaca y el conocimiento experto del equipo de rehabilitación cardíaca.
- La monitorización inteligente en tiempo real está integrada en el dispositivo de muñeca para:
 - Mostrar a los pacientes la adherencia al Programa de Rehabilitación Cardíaca durante la actividad física.
 - Prevenir rangos de frecuencia cardíaca que son adecuados e inadecuados en función del tiempo de evolución de la sesión.
- Se describen métodos prácticos para aplicar el modelo teórico a la computación vestibular en tiempo real cuando se realiza el ejercicio de rehabilitación.

CAPÍTULO III. Evaluación de la frecuencia cardíaca durante la sesión del programa de rehabilitación cardíaca

3.1. Introducción

En este capítulo, presentamos una evaluación del modelo difuso para el monitoreo en tiempo real de las sesiones de rehabilitación cardíaca en el hogar utilizando dispositivos vestibles con sensores de frecuencia cardíaca. Los aspectos teóricos de la rehabilitación cardíaca han sido bien definidos y estudiados en la literatura. Sin embargo en la práctica, podemos modelar diferentes semánticas sobre las funciones de pertenencia para describir los términos lingüísticos por medio de modificadores lingüísticos y ventanas temporales, haciendo que los modelos se adapten los requerimientos de los clínicos de forma precisa y configurable.

Analizaremos el impacto y la idoneidad de los mismos en función del conocimiento experto de un equipo de rehabilitación cardíaca.

3.2. Modelo difuso para la monitorización y evaluación en tiempo real de la frecuencia cardíaca

El Programa de Rehabilitación Cardíaca describe un protocolo estandarizado para pacientes con problemas cardíacos. En esta tesis doctoral, el programa de rehabilitación se realiza a pacientes con cardiopatía isquémica, una enfermedad en la que los pacientes sufren una restricción en el suministro de sangre a los tejidos.

En la literatura, se han propuesto y analizado varios modelos para el manejo de Programas de Rehabilitación Cardíaca en muchos países (Price, Gordon, Bird, & Benson, 2016).

En esta tesis doctoral, proponemos el uso de un modelo general para la rehabilitación cardíaca (American College of Sports Medicine, 2013) basado en la monitorización de la frecuencia cardíaca, que se centra en especificar los valores que delimitan las zonas de entrenamiento de la frecuencia cardíaca en la sesión de rehabilitación cardíaca (SRC). Este modelo fue propuesto como referencia desde la Unidad de Rehabilitación Cardíaca (URC) del Hospital Universitario de Jaén, España, donde se centra esta tesis doctoral.

Como paso previo antes de comenzar el Programa de Rehabilitación Cardíaca, se requiere una primera evaluación del paciente de CR en los centros de salud. En esta evaluación inicial, los pacientes están conectados a un electrocardiograma (ECG) y se someten a una prueba de esfuerzo cardíaco controlado, que es evaluada por un cardiólogo para evaluar los síntomas y respuesta de presión arterial. Estos datos sirven para ajustar el diagnóstico y el programa de rehabilitación del paciente. A partir de esta prueba, un cardiólogo determina los siguientes umbrales para cada paciente (Binder, y otros, 2008):

- La frecuencia cardíaca máxima (HR_{max}), es decir, el número de contracciones del corazón por minuto (beats per minute o bpm) cuando está funcionando a su capacidad máxima sin problemas graves.
- La frecuencia cardíaca basal o en reposo (HR_{rest}), es decir, los bpm cuando el paciente está despierto, relajado y no ha hecho ejercicio recientemente.
- El primer umbral de ventilación (VT_1), que se determina en un valor de bpm, que representa un nivel de intensidad cuando el

lactato (ácido láctico) en sangre se acumula más rápido de lo que puede eliminarse, lo que se relaciona con el umbral aeróbico.

- El segundo umbral de ventilación (VT_2), que de forma análoga, determina los bpm que representa el punto donde el lactato está aumentando rápidamente con una intensidad que genera hiperventilación; esto está relacionado con el umbral anaeróbico.

Una vez que los umbrales de los pacientes se definen en el centro hospitalario, un equipo de rehabilitación cardíaca diseña un conjunto de sesiones para configurar el Programa de Rehabilitación Cardíaca que define:

- Rango de duración. La duración de las sesiones de ejercicio, que aumenta desde las sesiones iniciales en un intervalo de (15-20) min a un intervalo de (30-40) min para pacientes entrenados (Anari, y otros, 2015).
- Las zonas óptimas de entrenamiento de la frecuencia cardíaca (OHRTZs). Estas están definidas por el protocolo clínico en cada sesión, como rangos de porcentaje $[p_+, p_-]$ de HR_{max} y HR_{rest} . La metodología de Marvonen (American College of Sports Medicine, 2013) permite convertir el rango de porcentaje a bpm absolutos $[r_+, r_-]$ que se define por $r^* = HR_{rest} + p^*(HR_{max} - HR_{rest})$.
- El punto medio entre $[r_+, r_-]$ se conoce como HR_{tar} de frecuencia cardíaca objetivo, que está relacionado con la frecuencia cardíaca ideal a mantener en la sesión

- Duración de la etapa progresiva (d_w). La progresión de la frecuencia cardíaca dentro del estado basal necesita un aumento lineal, que comienza desde el punto de reposo hasta llegar a la OHRTZ. La duración de esta etapa progresiva se define en minutos.

El modelo difuso propuesto, describe en tiempo real, el flujo de datos de la frecuencia cardíaca que está compuesto por los valores medidos por el dispositivo vestible y el tiempo de recolección del sensor de frecuencia cardíaca que los recopila.

En primer lugar, vamos a describir la fuzzificación de las medidas del sensor de frecuencia cardíaca que permitirá describir lingüísticamente la adecuación de la frecuencia recogida al programa de rehabilitación. En segundo lugar, describiremos una agregación difusa de estos términos usando ventanas temporales para evaluar el impacto de las transiciones y cambios rápidos de frecuencia en la adherencia y riesgo.

Finalmente, detallaremos una evaluación interpretable basada en los pasos anteriores para describir el flujo de datos de frecuencia cardíaca de la sesión de rehabilitación.

3.2.1. Fuzzificación de medidas de frecuencia cardíaca por zonas de entrenamiento de frecuencia cardíaca óptima

En esta sección, describimos un enfoque lingüístico basado en lógica difusa para el OHRTZ.

Siguiendo la metodología de lógica difusa, una variable puede definirse por medio de términos lingüísticos, que se describen por medio de conjuntos difusos. Cada conjunto difuso se define en términos de una función de pertenencia que define

una asignación a partir de un rango de datos (universo del discurso) a un grado de pertenencia entre 0 y 1.

Basándonos en la metodología de lógica difusa, procedemos a describir el HR en una representación lingüística definida por los parámetros del Programa de Rehabilitación Cardíaca, que se detalla en la Sección 3.2.

Específicamente, proponemos tres términos intuitivos para el paciente $\{bajo, adecuado y alto\}$, que están definidos por conjuntos difusos. La variable de frecuencia cardíaca se mide por un valor de 2 tuplas $\overline{hr}_i = hr_i, t_i$ donde hr_i representa un valor de frecuencia cardíaca medido y t_i su marca de tiempo. Por lo tanto, el flujo de la frecuencia cardíaca se compone de un conjunto de valores medidos $S_{\overline{hr}} = \{\overline{hr}_0, \dots, \overline{hr}_i, \dots, \overline{hr}_n\}$ que son recopilados por el sensor de frecuencia cardíaca.

En esta sección, nos centramos en la fuzzificación de una medida de frecuencia cardíaca individual, \overline{hr}_i . Por un lado, debido a definiciones previas en rehabilitación cardíaca, que son:

- Las OHRTZ como valores de HR entre los rangos $[r_+, r_-]$
- Los umbrales de ventilación $[VT_1, VT_2]$ como los rangos eficientes y seguros de la actividad física aeróbica, definimos el término como *adecuado*. Este término se describe mediante un conjunto difuso caracterizado por una función de pertenencia cuya forma corresponde a una función trapezoidal. Las conocidas funciones de pertenencia trapezoidal se definen por un límite inferior l_1 , un límite superior l_4 , un límite inferior de soporte l_2 y un límite superior de soporte l_3 (consulte la Ecuación (1)):

$$TS(x)[l_1, l_2, l_3, l_4] = \begin{cases} 0 & x \leq 0 \\ \frac{x - l_1}{l_2 - l_1} & l_1 \leq x \leq l_2 \\ 1 & l_2 \leq x \leq l_3 \\ \frac{l_4 - x}{l_4 - l_3} & l_3 \leq x \leq l_4 \\ 0 & l_4 \leq x \end{cases} \quad (1)$$

Para el término *adecuado*, el conjunto difuso se caracteriza por la función de pertenencia trapezoidal definida por la Ecuación (2):

$$\mu_{adecuado}(hr_i) = TS(hr_i)[VT_1, r_+^*, r_+^*, VT_2], \quad VT_1 < r_+^* < r_+^* < VT_2 \quad (2)$$

Por otra parte, siendo VT_2 el umbral de actividad aeróbica a anaeróbica y r_+^* el límite superior para OHRTZs, definimos el término *alto*, que se describe por un conjunto difuso caracterizado por la función de pertenencia trapezoidal que se define por la Ecuación (3):

$$\mu_{alto}(hr_i) = TS(hr_i)[r_+^*, VT_2, VT_2, VT_2], \quad VT_2 > r_+^* \quad (3)$$

De igual manera, como VT_1 es el umbral inferior de la actividad aeróbica y r_-^* el rango límite inferior para los OHRTZ, definimos el término *bajo*, que se describe por un conjunto difuso caracterizado por la función de pertenencia trapezoidal definida por la Ecuación (4):

$$\mu_{bajo}(hr_i) = TS(hr_i)[VT_1, VT_1, VT_1, r_-^*], \quad VT_1 < r_-^* \quad (4)$$

Gracias al uso de modificadores lingüísticos, en lógica difusa, podemos modelar diferentes semánticas sobre las funciones de pertenencia para describir los términos lingüísticos (Holldobler, Khang, & Storr, 2002). El objetivo de ello es representar el impacto de un modificador lingüístico m sobre un término v lingüístico, como grande o justo. Se propone una operación de potencia directa de la función de pertenencia (Kerre & De Cock, 1999) y se define por $\mu_m v(x) = \mu v(x)\alpha m$. Esta modelación de los grados de pertenencia, hacen que se pueda

definir una progresión más suave o severa modificando el valor alfa.

La relación entre los umbrales del programa de rehabilitación cardíaca y las funciones de pertenencia se muestra en la Figura 1, donde vemos el impacto de este valor alfa en las funciones de pertenencia para los términos *bajo*, *normal* y *alto*. En el ejemplo de modificadores, se muestran los impactos del modificador débil en líneas de guiones cortos y el modificador fuerte en líneas de guiones largos.

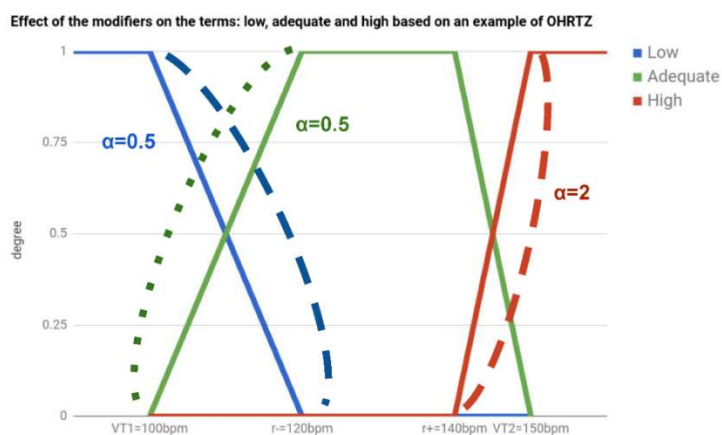


Figura 1. Ejemplo de funciones de pertenencia

Si $\alpha_m < 0$, obtenemos un modificador débil, como “poco”; y un modificador fuerte con $\alpha_m > 0$, como “muy”. En la Figura 1, describimos el impacto de los modificadores lingüísticos, y en la siguiente sección, describimos los resultados comparativos proporcionados por el equipo de rehabilitación cardíaca.

Una vez definido el modelo, según el valor actual de la frecuencia cardíaca hr_i , el modelo difuso que modela la OHRTZ a partir de las variables para la sesión $[VT_1, VT_2]$ y $[r_+, r_-]$ permite calcular el grado de los términos difusos $\{bajo, adecuado, y alto\}$ para asesorar al paciente en tiempo real con respecto a la adecuación de las sesiones.

Los grados de pertenencia de los conjuntos difusos $\{bajo, adecuado y alto\}$ proporcionan una evaluación intuitiva

en tiempo real de las sesiones en el dispositivo vestible que el paciente lleva en la muñeca. Así, en esta tesis doctoral, hemos propuesto una representación visual de esos grados de pertenencia usando colores que cambian gradualmente en la evaluación del HR . En función del grado de cada término, se utiliza una rueda de colores en la pantalla del dispositivo portátil.

Aunque en este capítulo hemos visto como evaluar una muestra de frecuencia según el programa de rehabilitación usando un modelo difuso, en la práctica, es necesario resolver aspectos adicionales para proporcionar un monitoreo en tiempo real durante las sesiones de rehabilitación: el monitoreo en la etapa progresiva desde que el paciente está en reposo e incluir una evaluación temporal de las muestras previas de frecuencia cardíaca.

3.2.2. Transformación difusa desde la etapa progresiva a la de mantenimiento

En la literatura existe un vacío de propuestas para modelar la etapa progresiva de la rehabilitación cardíaca, que determina los primeros momentos de la sesión desde la frecuencia basal en reposo hasta las zonas de frecuencia óptimas durante la etapa media y final de la sesión (etapa de mantenimiento). Para resolver esto, proponemos usar mismo el modelo de OHRTZ del estado aeróbico para definir el estado basal inicial y su progresión. De esta manera, el estado basal se describe mediante los siguientes parámetros:

- Rangos basales $[r_+^0, r_-^0]$ en bpm, donde los HR del paciente son adecuados para iniciar la sesión.
- Umbral basal inferior $[VT_1^0]$ en bpm. Esto representa un valor mínimo de HR no recomendado antes de comenzar la sesión.

- Umbral basal superior $[VT_2^0]$ en bmp. Esto representa un valor máximo de HR no recomendado antes de comenzar la sesión.

Para definir la evolución temporal de la sesión, definimos una variable de progresión como un peso $w = \frac{\Delta t_0}{d_w}$, $w \in [0,1]$, donde Δt_0 es la duración de la sesión en el tiempo actual t_0 ; y d_w es la duración total de la etapa progresiva definida por el equipo de rehabilitación cardíaca.

Basándonos en la evolución temporal de la progresión de peso, así como en los valores iniciales y finales de cada umbral, podemos definir el umbral en la etapa progresiva para cada marco de tiempo actual utilizando una progresión lineal como se muestra en la Ecuación (5).

$$\begin{aligned}
 r_-(w) &= r_-^0 + (r_-^* - r_-^0) \cdot w, & w &= \frac{\Delta t_0}{d_w} \\
 r_+(w) &= r_+^0 + (r_+^* - r_+^0) \cdot w, & w &= \frac{\Delta t_0}{d_w} \\
 VT_1(w) &= VT_1^0 + (VT_1 - VT_1^0) \cdot w, & w &= \frac{\Delta t_0}{d_w} \\
 VT_2(w) &= VT_2^0 + (VT_2 - VT_2^0) \cdot w, & w &= \frac{\Delta t_0}{d_w}
 \end{aligned} \tag{5}$$

En la Figura 2, mostramos un ejemplo de un SRC, donde se traza la progresión lineal de los umbrales de las etapas progresivas a las de mantenimiento.

CAPÍTULO III. Evaluación de la frecuencia cardíaca durante la sesión del programa de rehabilitación cardíaca

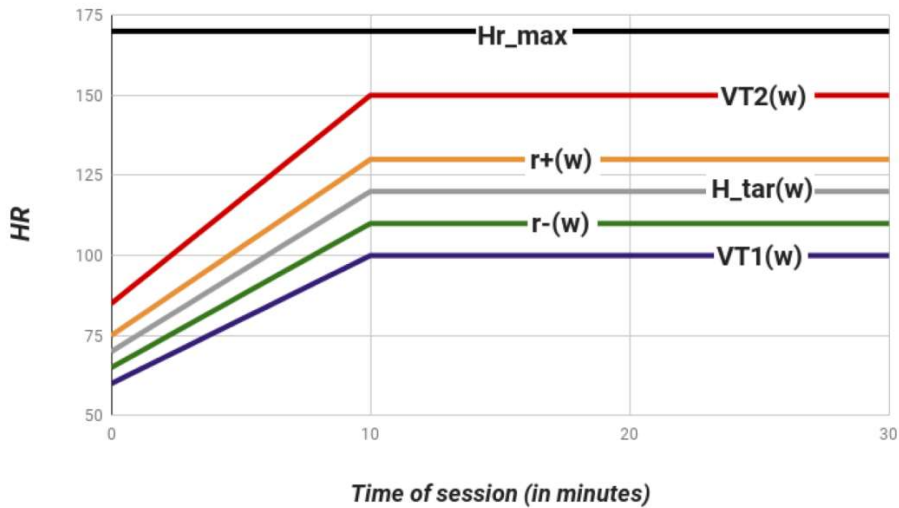


Figura 2. Evolución de las etapas progresivas hasta las de mantenimiento

En el ejemplo, la evolución de los valores de los parámetros desde la etapa basal, en la etapa progresiva y hasta la etapa de mantenimiento para una sesión de rehabilitación tiene las siguientes características:

- Rango de duración (30 min)
- Duración de la etapa progresiva (10 min)
- OHRTZ $r_{+,-}^* = [130 \text{ bpm}, 110 \text{ bpm}]$
- $HR_{max} = 170 \text{ bpm}$
- $VT_{1,2} = [100 \text{ bpm}, 150 \text{ bpm}]$.

El ejemplo incluye los rangos basales $[r_+^0, r_-^0] = [65 \text{ bpm}, 75 \text{ bpm}]$ y el umbral basal inferior y superior $VT_{1,2}^0 = [60 \text{ bpm}, 85 \text{ bpm}]$ para el paciente, siendo HR la frecuencia cardíaca y bpm el número de contracciones del corazón por minuto.

3.2.3. Evaluación de las sesiones de rehabilitación cardíaca

Las secciones anteriores describen el monitoreo en tiempo real del flujo de frecuencia cardíaca dentro de un dispositivo portátil basado en una lógica difusa. Una vez que el paciente ha finalizado la sesión de rehabilitación, hay que evaluar la sesión para proporcionar una retroalimentación que sea intuitiva de su sesión.

Una propuesta inicial es tomar como base el grado de un término difuso V_r y su ventana temporal T_r , calculamos un grado acumulativo en el flujo de datos completo $S_{\overline{hr}}$ de la Ecuación (9).

$$\begin{aligned} bajo(S_{\overline{hr}}) &= \sum bajo \cup T_{bajo}(\overline{hr}_i) \\ adecuado(S_{\overline{hr}}) &= \sum adecuado \cup T_{adecuado}(\overline{hr}_i) \\ alto(S_{\overline{hr}}) &= \sum alto \cup T_{alto}(\overline{hr}_i) \end{aligned} \tag{9}$$

Bajo este enfoque, los grados acumulativos se calculan como el grado promedio de los términos en el flujo de frecuencia cardíaca, proporcionando un valor analítico interpretable para la sesión. Por ejemplo, hemos usado el porcentaje del valor acumulativo del término *adecuado* para llenar una escala de 5 estrellas en la aplicación móvil. Esta medida proporciona una evaluación intuitiva de la calidad sesión de rehabilitación del paciente.

En la siguiente Sección 4.3 desarrollaremos de forma más extensa formas de evaluación y agregación lingüística de sesiones de rehabilitación.

CAPÍTULO III. Evaluación de la frecuencia cardíaca durante la sesión del programa de rehabilitación cardíaca

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

4.1. Introducción

En este capítulo describimos una evaluación de los modificadores lingüísticos para los términos definidos en el capítulo III con el objetivo de obtener resúmenes lingüísticos de indicadores de interés.

Los OHRTZ definen los rangos en los que los valores de *HR* son *totalmente adecuados*, VT_1 define el umbral aeróbico basal desde el cual los valores inferiores de *HR* son *totalmente bajos* y VT_2 el umbral aerobio-anaeróbico desde el cual los valores superiores de frecuencia cardíaca son *totalmente altos*.

Sin embargo, los valores de *HR* entre estas zonas óptimas deben cambiar gradualmente. El modelado de la progresión entre zonas óptimas se propone en el presente capítulo, evaluándose con diferentes modificadores lingüísticos a través de una metodología de la observación activa.

4.2. Metodología

Un gran impacto bajo el Programa de Rehabilitación Cardíaca al aire libre es que el número de pacientes potencialmente beneficiados ha aumentado drásticamente. Este hecho positivo, sin embargo, significa que el equipo de salud debe monitorear un mayor número de sesiones. De esta manera, los miembros del equipo pasan mucho tiempo analizando las sesiones de los pacientes en un Programa de Rehabilitación Cardíaca basado en el hogar y se sienten abrumados por la enorme cantidad de información generada por el dispositivo de muñeca de cada paciente.

Para resolver esta limitación, se ha establecido una metodología que genera información textual, resúmenes, a partir del flujo de datos de frecuencia cardíaca de las sesiones generadas por pacientes con cardiopatía isquémica usando protoformas y lógica difusa. Esta metodología permite resumir las sesiones de rehabilitación de los pacientes y ofrecer información comprensible para el equipo de rehabilitación cardíaca sobre el seguimiento de los pacientes a sus programas de rehabilitación.

Los puntos clave de la metodología propuesta son los siguientes:

- Permitir que el equipo de rehabilitación cardíaca supervise un gran número de sesiones y pacientes mediante resúmenes lingüísticos, que integran una representación intuitiva e interpretable del extenso flujo de datos de las sesiones de rehabilitación.
- Modelar una metodología en la que los resúmenes lingüísticos se centren en ofrecer expresividad y riqueza interpretable y lingüística, incluyendo términos temporales I, cuantificadores y operadores de agregación.
- Proporcionar una metodología lingüística flexible en la que el equipo de rehabilitación cardíaca defina intuitivamente los indicadores de interés clave utilizando protoformas basadas en el conocimiento experto que permitan recuperar y seleccionar dinámicamente las sesiones de rehabilitación que se ajusten a los criterios de los expertos.

La metodología propuesta se ha aplicado a los datos reales proporcionados por varios pacientes del programa de rehabilitación cardíaca administrado en el Hospital Universitario de Jaén del Servicio Andaluz de Salud (España) para mostrar su eficiencia y eficacia.

Estos datos de HRS se recopilan de pacientes reales que llevan un dispositivo vestible de alta calidad que mide la frecuencia cardíaca según el protocolo de rehabilitación definido en la sección anterior. Este dispositivo lo llevan puesto en la muñeca, lo que ha mejorado la calidad de las mediciones de la frecuencia cardíaca y sus aplicaciones de salud (J. F. Horton, 2017). El modelado lingüístico desarrollado en esta tesis ha sido definido por expertos en salud en el Programa de Rehabilitación Cardíaca para resumir las sesiones con indicadores de interés en rehabilitación cardíaca.

4.2.1. Evaluación de modificadores sobre los términos difusos

En este capítulo, evaluamos tres modelos utilizando diferentes modificadores para ajustar la progresión en las funciones de pertenencia trapezoidal de los términos *bajo*, *adecuado* y *alto* planteados en el capítulo III.

Primero, hemos evaluado los valores *bajos* y *adecuados* de la frecuencia cardíaca por medio de tres modelos:

- Un modelo severo, donde el término *bajo* es fuerte y el término *adecuado* es débil.
- Un modelo neutral, donde los modificadores neutrales se aplican a ambos términos.
- Un modelo de rendimiento, donde el término *adecuado* es más fuerte que el término *bajo*, que es más débil.

Las propiedades *fuerte*, *neutral* y *débil* han sido definidas por los parámetros $\alpha = 0.5$, $\alpha = 1$ y $\alpha = 2.0$ del modificador, respectivamente.

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

En la Figura 3, mostramos una representación del impacto de los modificadores en el grado de los términos lingüísticos en una secuencia de *HR*.

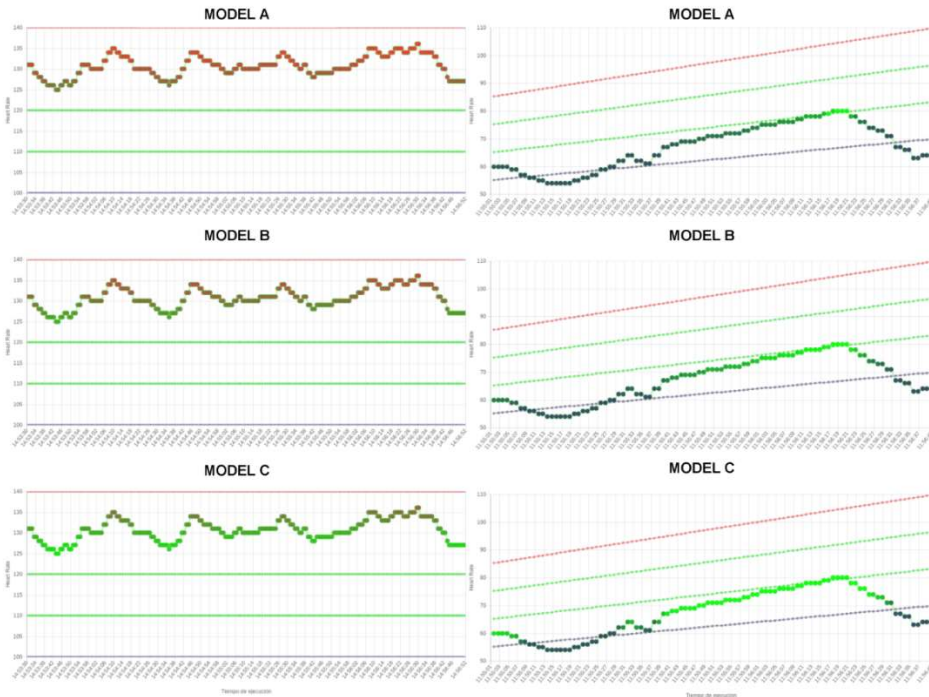


Figura 3. Impacto de los modificadores difusos en los flujos de frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca se representa utilizando colores de color azul, verde y rojo que cambian gradualmente según el grado de los términos $\{bajo, adecuado, alto\}$, respectivamente. Las líneas de puntos verdes determinan las OHRTZ del paciente. Las líneas de puntos azules y rojas determinan los umbrales aeróbicos VT_1 , VT_2 del paciente, respectivamente. El impacto de los modelos A, B y C para un caso de *HR alto – adecuado* (derecha); y el impacto de los modelos A, B y C para un caso de *HR bajas y adecuadas* (izquierda).

Para evaluar el impacto de los modificadores difusos, hemos incluido una encuesta de 10 casos con fragmentos clave de valores bajos de la frecuencia cardíaca de una sesión, que fueron

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

coloreados con azul y verde, según el grado de los términos *bajo* y *adecuado*, respectivamente.

En la Figura 3, mostramos un ejemplo de un caso de encuesta. En una sesión clínica, el equipo de rehabilitación cardíaca los evalúa utilizando una escala Likert de 5 puntos: $\{\text{valor} - 2, \text{valor} - 1, \text{valor} 0, \text{valor} + 1, \text{valor} + 2\}$, para los cuales los resultados se detallan en la Tabla 1.

Encuesta	Modelo	Modificador α	Valor -2	Valor -1	Valor 0	Valor 1	Valor 2
Valores altos	grave	$\alpha_{\text{alto}} = 2, \alpha_{\text{adecuado}} = 0.5$	0	0.2	0.6	0.2	0
	neutral	$\alpha_{\text{alto}} = \alpha_{\text{adecuado}} = 1$	0	0	0.2	0.5	0.3
	flexible	$\alpha_{\text{alto}} = 0.5, \alpha_{\text{adecuado}} = 2$	0.3	0.4	0.3	0.0	0
Valores bajos	grave	$\alpha_{\text{bajo}} = 2, \alpha_{\text{adecuado}} = 0.5$	0	0.3	0.3	0.3	0.1
	neutral	$\alpha_{\text{bajo}} = \alpha_{\text{adecuado}} = 1$	0	0	0.2	0.4	0.4
	flexible	$\alpha_{\text{bajo}} = 0.5, \alpha_{\text{adecuado}} = 2$	0	0.4	0.5	0.1	0

Tabla 1. Valores de la encuesta

Los valores *altos* y *adecuados* de la frecuencia cardíaca se han evaluado mediante tres modelos: (A) un modelo grave; (B) un modelo neutral; y (C) un modelo flexible.

4.2.2. Impacto de la ventana temporal sobre los términos lingüísticos

En esta sección, describimos una evaluación de las ventanas temporales difusas sobre términos lingüísticos que describen el flujo de frecuencia cardíaca durante las sesiones de rehabilitación.

Como detallamos anteriormente, los umbrales teóricos de las zonas de rango cardíaco a partir del Programa de Rehabilitación Cardíaca se definen teóricamente faltando la permanencia temporal en OHRTZs. En algunas situaciones críticas,

cuando los pacientes desarrollan el Programa de Rehabilitación Cardíaca, la evolución de la frecuencia cardíaca entre las OHRTZ es rápida e inconstante. En esos casos, la adherencia y la adecuación no podrían definirse simplemente por el valor actual de *HR*.

Para analizar el impacto de las ventanas temporales, se diseñó una encuesta con 15 fragmentos clave de flujos de frecuencia cardíaca rápidos e inconstantes de las sesiones de rehabilitación cardíaca para evaluar tres ventanas temporales. El equipo de rehabilitación cardíaca del Hospital Universitario de Jaén analizó el impacto de las ventanas temporales para cada término {*bajo, adecuado, alto*} en base a su conocimiento experto.

Las ventanas temporales a evaluar son:

- t_1 : la última muestra única.
- t_2 : una ventana de 3–5 s.
- t_3 : una ventana de 5-10 s.

En los dos últimos casos (t_2 y t_3), hemos definido las siguientes ventanas temporales difusas $\mu_{t_2}(\Delta t_i) = TS(3s, 3s, 3s, 5s)$ y $\mu_{t_3}(\Delta t_i) = TS(5s, 5s, 5s, 10s)$ basado en la fuzzificación temporal descrita en el capítulo III.

En la Figura 4, detallamos un ejemplo de la semántica y el impacto de las tres ventanas temporales en los flujos de frecuencia cardíaca.

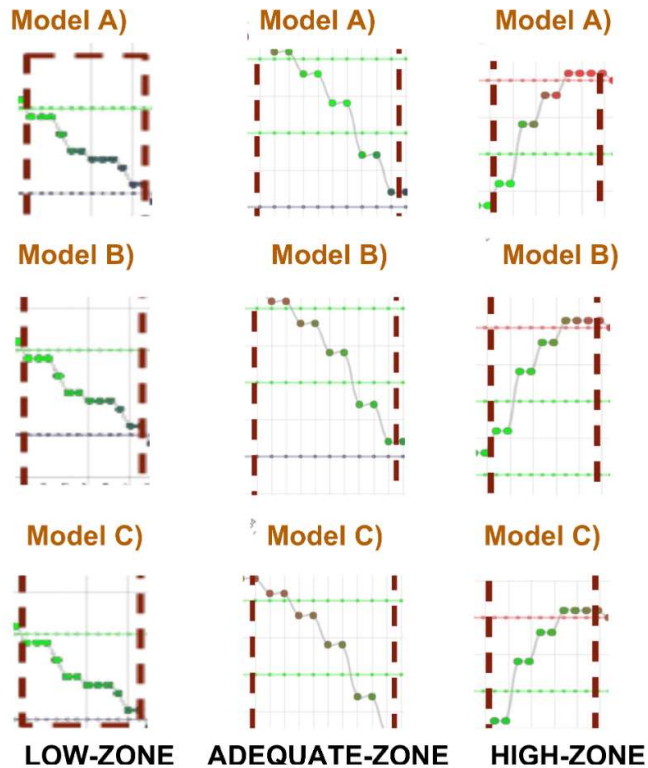


Figura 4. Impacto de las ventanas temporales

El impacto de las ventanas temporales en un caso de flujos rápidos de frecuencia cardíaca dentro de las zonas descritas por los términos lingüísticos $\{bajo, adecuado, alto\}$.

Basado en una evaluación de expertos en cardiología:

- El Modelo A (ventana temporal a corto plazo) se adapta a zonas altas que detectan HR de forma inmediata como crítica (alta).
- El Modelo B (ventana temporal de mediano plazo) se adapta a una zona adecuada porque requiere una permanencia mínima de tiempo para establecer el valor adecuado del paciente, y no una medición aislada en este umbral.

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

- El Modelo C se adapta a la zona baja sin diferencias críticas con respecto a otros modelos, ya que la evaluación del término “baja” frecuencia también requieren una permanencia de tiempo.

En la Tabla 2, mostramos los resultados de la evaluación descritos por una escala Likert de 5 puntos: {*valor* - 2, *valor* - 1, *valor* 0, *valor* + 1, *valor* + 2}.

Podemos observar que la ventana temporal t_1 a corto plazo es más recomendable cuando se evalúa el término *alto* debido a los valores críticos correspondientes de *HR*, que requieren una respuesta inmediata del paciente para disminuir la frecuencia cardíaca, mientras que la ventana t_3 a largo plazo es muy fuerte no recomendado.

Por otro lado, la ventana temporal más larga t_2 está más relacionada con el término temporal *adecuado* debido a la adherencia correcta que necesita el flujo de *HR* para una estabilización temporal en OHRZ.

Finalmente, el término *bajo* es más apropiado con la ventana temporal t_2 , y también es *adecuado* con otras ventanas.

Término	Modelo	Valor -2	Valor -1	Valor 0	Valor 1	Valor 2
<i>alto</i>	t_1	0	0	0.3	0.3	0.4
	t_2	0	0	0.3	0.4	0.3
	t_3	0.3	0.4	0.3	0	0
<i>adecuado</i>	t_1	0	0	0.3	0.4	0.3
	t_2	0	0	0.2	0.2	0.6
	t_3	0	0.2	0.4	0.4	0
<i>bajo</i>	t_1	0	0	0.3	0.4	3.0
	t_2	0	0	0.3	0.3	0.4
	t_3	0	0	0.3	0.4	3.0

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

Tabla 2. Resultados de la evaluación de escala Likert

Las columnas están relacionadas en el orden de: (1) término; (2) modelo; y el porcentaje de respuestas para: (3) valor -2; (4) valor -1; (5) valor 0; (6) valor +1; y (7) valor +2.

Por un lado, a partir de los resultados presentados en la Sección 4.2, donde se evalúa el impacto de los modificadores, observamos las preferencias para el modelo neutral, donde se aplica el modificador neutral $\alpha_m = 1.0$ a los términos lingüísticos. Indica la no predominancia de un término lingüístico sobre otro al definir zonas de transición entre OHRTZ y los umbrales aeróbicos VT_1 , VT_2 . Notamos que en el caso de valores altos de HR , que son más sensibles para los pacientes, los expertos no recomiendan el modelo de rendimiento.

Por otro lado, en base a la evaluación de expertos, se evalúa el impacto de las ventanas temporales y observamos que la ventana temporal a corto plazo se adapta a las zonas altas que detectan frecuencias cardíacas críticas de inmediato. El Modelo B (la ventana temporal de mediano plazo) se adapta a la zona adecuada que requiere una permanencia mínima en el interior, y también se adapta a la zona baja sin diferencias críticas con respecto a otros modelos.

De esta manera, podemos observar la idoneidad del protocolo clínico para el monitoreo en tiempo real de las sesiones de rehabilitación cardíaca en dispositivos de muñeca. Además, el uso de un modelo difuso que incluye modificadores y ventanas temporales ha proporcionado una metodología para obtener términos más precisos. Esta metodología se puede ampliar para modelar otros contextos de salud basados en el procesamiento de flujo de datos.

4.2.3. Procesamiento difuso de sesiones

El procesamiento de datos de frecuencia cardíaca de las sesiones de rehabilitación se realiza en tres etapas:

En la primera etapa, los datos sin procesar de los flujos de frecuencia cardíaca se procesan inicialmente utilizando un enfoque anterior (J. Medina Quero M. R., 2017). En esta primera etapa, se ha propuesto un modelo difuso para monitorear la frecuencia cardíaca bajo un enfoque lingüístico en tiempo real por medio de tres términos representativos y sus funciones de pertenencia, baja, adecuada y alta, así como ventanas temporales difusas de corto plazo y modificadores.

Es importante destacar que los términos lingüísticos se calculan en tiempo real dentro del dispositivo de muñeca para asesorar a los pacientes mientras se encuentran en la sesión de rehabilitación, estableciendo una evaluación rápida y en tiempo real de las muestras recientes recogidas por el dispositivo vestible. En este sentido la lógica difusa es muy apropiada por su rapidez de cómputo y su fácil integración en dispositivos ligeros.

Por otra parte, la metodología presentada en esta sección va a permitir calcular resúmenes lingüísticos de la sesión complementemente para identificar indicadores clave de salud utilizando el conocimiento experto que se va a aplicar sobre los grados de los términos lingüísticos calculados en la primera etapa. A diferencia de la primera etapa, donde se calcula en tiempo real mientras el paciente está haciendo el ejercicio y sin la información completa de la sesión, los resúmenes se calculan para el equipo de rehabilitación cardíaca de forma centralizada para evaluar un número de pacientes y sesiones, que puede ser elevado y crecer en el tiempo. Para ello, presentamos un modelo flexible que selecciona y recupera las sesiones según criterios de expertos de forma lingüística e intuitiva.

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

En esta segunda etapa, integramos un enfoque interpretable para el equipo de rehabilitación cardíaca que modela el conocimiento lingüísticamente. Para ello, utilizamos protoformas ad hoc. Las protoformas son una forma general de datos lingüísticos veraniegos (J. Kacprzyk, 2005).

Las protoformas propuestas en esta metodología definen los resúmenes lingüísticos del HRS de las sesiones por medio de ventanas temporales difusas a largo plazo y cuantificadores difusos, que proporcionan una rica expresividad en el modelo.

Finalmente, presentaremos cómo computar el grado de agregación para las protoformas que describe las sesiones de rehabilitación que resumen la relevancia y el impacto de las protoformas, durante las sesiones de rehabilitación completas. Para ello, se describirán dos semánticas de operadores de agregación: máxima y amplitud.

En la Figura 5, describimos las tres etapas de la metodología propuesta para resumir las sesiones de rehabilitación de pacientes por medio de protoformas utilizando un enfoque lingüístico:

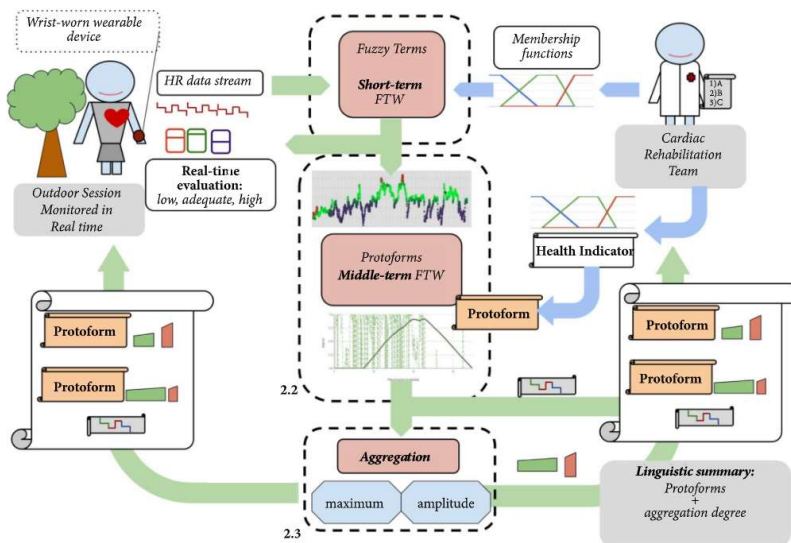


Figura 5. Arquitectura de la metodología propuesta

- (1) Los flujos de frecuencia cardíaca generados por dispositivos portátiles se calculan para determinar si la adherencia a los programas de rehabilitación es adecuada en tiempo real.
- (2) Los resúmenes lingüísticos identifican indicadores de salud definidos por expertos que utilizan protoformas.
- (3) Un grado final de agregación de las protoformas describe las sesiones de rehabilitación de los pacientes.

4.3. Resúmenes lingüísticos difusos de las sesiones de rehabilitación cardíaca

En el capítulo anterior, describimos la evaluación en tiempo real de la HR en una aplicación de dispositivo vestible de muñeca utilizando un protocolo clínico para monitoreo y asesoramiento S_{HRS} . Aquí, detallamos la metodología para generar resúmenes lingüísticos e identificar indicadores de interés clave utilizando el conocimiento experto de los términos lingüísticos difusos calculados en los dispositivos de muñeca, que describen la adherencia y el rendimiento en tiempo real del paciente en su HRS .

Para este propósito, comenzamos desde el grado de los términos *bajo*, *adecuado* y *alto*, descritos en la Ecuación (13) para cada \bar{s}_i dentro del flujo de datos S_{HRS} .

En la Figura 7 se muestra un ejemplo, donde se traza una línea de tiempo con un HRS real usando colores graduales en *azul*, *verde* y *rojo* que muestran el grado de los términos lingüísticos difusos $bajo(\bar{s}_i)$, $adecuado(\bar{s}_i)$ y $alto(\bar{s}_i)$ respectivamente.

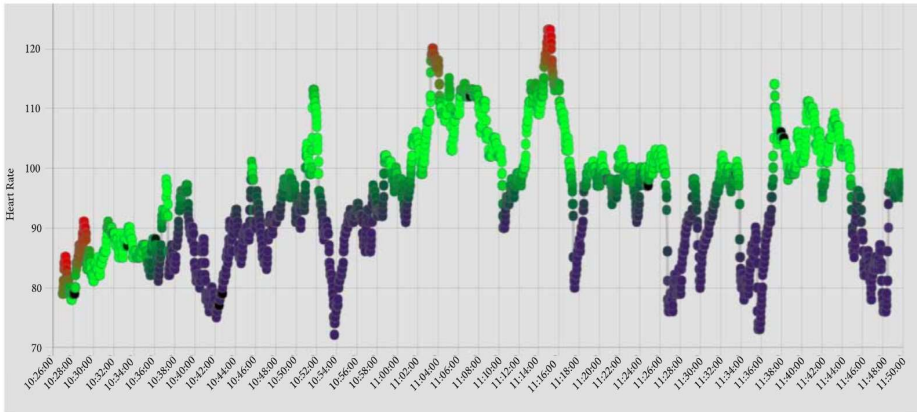


Figura 6. Línea de tiempo de HRS

4.3.1. Protoformas para describir los flujos de frecuencia cardíaca

El objetivo de la metodología propuesta es generar conocimientos lingüísticos de resúmenes de las sesiones de rehabilitación de los pacientes.

Para ello, en esta segunda etapa procesamos los términos difusos *bajo*(\bar{s}_i), *adecuado*(\bar{s}_i) y *alto*(\bar{s}_i) del flujo de datos S_{HRS} , descrito en la sección anterior.

Primero, con el fin de integrar un enfoque interpretable y una expresión para modelar el conocimiento experto lingüísticamente, presentamos una protoforma *ad hoc* en forma de:

$$P_0(\bar{s}_i): (Q_k \quad L_i \quad T_j) \quad (14)$$

Dónde:

- L_i define un término difuso para evaluar los datos. Está directamente relacionado con los términos difusos *bajo*(\bar{s}_i), *adecuado*(\bar{s}_i) y *alto*(\bar{s}_i).

- T_j define un término difuso temporal donde el término L_i es agregado. El uso de ventanas temporales difusas que fueron introducidos en la sección anterior, se extiende para generar resúmenes lingüísticos de términos temporales medio-largos de S_{HRS} . La agregación de L_i sobre T_j para un \bar{s}_i dado, se calcula usando la fórmula (13) con $L_i \cup T_j(\bar{s}_i)$.
- Q_k define un cuantificador difuso para evaluar el impacto y cumplimiento del término lingüístico L_i dentro de la ventana temporal T_j (J. Medina M. E., 2016). Un cuantificador difuso aplica una transformación $\mu_{Q_k} : [0, 1] \rightarrow [0, 1]$ al agregado temporal de $\mu_{Q_k}(V_r \cup T_k(\bar{s}_i))$.

El objetivo de modelar el conocimiento a través de protoformas es permitir al equipo de rehabilitación definir indicadores de interés clave utilizando la interpretación intuitiva de los expertos como términos de cuantificación lingüística.

Un ejemplo de protoforma es la mayor parte del tiempo (Q_k) dónde frecuencia cardíaca es *adecuado*(L_i) durante los últimos 40-60 minutos (T_j).

Las protoformas son adecuadas para describir de manera lingüística el impacto y cumplimiento de un término difuso lingüístico en una ventana temporal difusa con más detalle complejo, pero posteriormente se les puede cambiar el nombre a una descripción lingüística más corta, como frecuencia cardíaca adecuada en sesión.

En la Figura 8, se representa una línea de tiempo de HRS. En función del tiempo y el ritmo cardíaco, se muestran los valores de $\bar{s}_i = \{s_i, t_i\}$, que se muestran utilizando colores graduales azul, verde y rojo según el grado de los términos *bajo*(\bar{s}_i), *adecuado*(\bar{s}_i) y *alto*(\bar{s}_i), respectivamente.

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

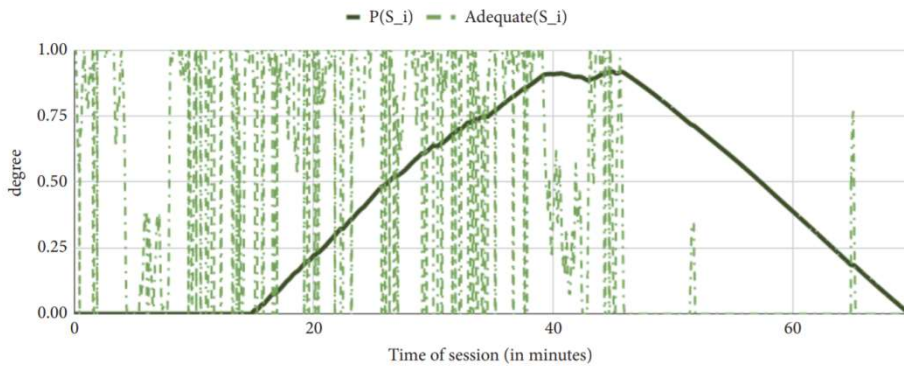


Figura 7. Tiempo de sesión (en minutos)

En la Figura 8, la protoforma la mayor parte del tiempo de frecuencia cardíaca se muestra *adecuado* durante un tiempo mínimo de 30-50 minutos, cuyo grado se representa con un valor S_{HRS} . Se ha trazado el grado de la protoforma $P_0(\bar{s}_i)$ en relación con el término $adecuado(\bar{s}_i)$ para describir la importancia de una ventana temporal difusa denominada medio-largo y el cuantificador lingüístico, que permiten la interpretabilidad lingüística de la frase frecuencia cardíaca adecuada en la sesión del flujo del sensor.

Para simplificar, las formas de pertenencia difusa de las funciones del ejemplo se detallan en la Sección 4.3.

Segundo, la protoforma $P_0(\bar{s}_i)$ se puede combinar usando operadores lógicos difusos para aumentar las capacidades lingüísticas del modelo. Por lo tanto, introducimos las siguientes operaciones básicas, que podrían aumentarse directamente con operaciones difusas avanzadas en otros contextos:

- Operador de negación difuso, que representa el complemento \neg para la función difusa $\neg P_0(\bar{s}_i) = 1 - P_0(\bar{s}_i)$.
- Operador de unión difuso, que es representado por la t-norma $P_0 \wedge P_q(\bar{s}_i) = P_0(\bar{s}_i) \wedge P_q(\bar{s}_i)$. La función semántica propuesta

para el operador de unión difusa es el mínimo: $P_0 \wedge P_q(\bar{s}_l) = \min\{P_0(\bar{s}_l), P_q(\bar{s}_l)\}$.

- Operador de intersección difuso, que es representado por la conorma $P_0 \vee P_q(\bar{s}_l) = P_0(\bar{s}_l) \vee P_q(\bar{s}_l)$. La función semántica propuesta para el operador de inserción difuso es el máximo: $P_0 \vee P_q(\bar{s}_l) = \max\{P_0(\bar{s}_l), P_q(\bar{s}_l)\}$.

4.3.2. Operación de agregación de protoformas

Como detallamos en la Sección 4.2.3, las protoformas se definen para representar indicadores de salud de las sesiones de rehabilitación usando un enfoque lingüístico por medio del conocimiento experto.

Como la evaluación de protoformas se computa $P_0(\bar{s}_l)$ a lo largo del flujo de datos S_{HRS} , se propone un grado de agregación para resumir la relevancia de la protoforma en toda la sesión, usando un único grado difuso.

Primero, en la Ecuación (15) proponemos la operación de agregación $\cup(P_0)$ de la protoforma P_0 que calcula un solo grado difuso de la protoforma $P_0(\bar{s}_l)$ de S_{HRS} , como:

$$\cup(P_0) = \bigcup_{\bar{s}_l}^{S_{HRS}} P_0(\bar{s}_l) \in [0,1] \quad (15)$$

Para obtener el grado agregado, el operador de agregación $\cup(P_0)$ debe mantener una integridad semántica con el grado de las protoformas descritas en la sesión de rehabilitación. Para ello, definimos dos propiedades que la operación de agregación debe respetar:

- \cup_0 : agregación-cero. Si el grado de protoforma es cero en todo el flujo de datos de la sesión, la agregación es cero: $\cup_0(\bar{s}_l) =$

$0, \forall \bar{s}_l \in S_{HRS} \rightarrow U(P_0) = 0$. Dicho hecho es una condición necesaria para la propiedad delimitadora (R. Mesiar, 1997).

- U_+ : agregación-positiva para el tramo no cero. Si el grado de protoforma no es cero en el flujo, la agregación es no cero: $\exists P_0(\bar{s}_l) > 0, \bar{s}_l \in S_{HR} \rightarrow U(P_0) \neq 0 \rightarrow U(P_0) > 0$.

Las dos propiedades han sido determinadas en base a la semántica de las protoformas para describir HRS, que garantizan el número de instancias que coinciden con una protoforma dada $U(P_0) > 0$ es igual, aunque la semántica de la agregación varía.

Específicamente, el grado de agregación es cero si y sólo si la protoforma no es representativa en la sesión $U(P_0) = 0 \leftrightarrow P_0(\bar{s}_l) = 0, \forall \bar{s}_l \in S_{HRS}$; en otro caso, $U(P_0) > 0$.

En diferentes campos y otros contactos, se pueden seleccionar otras propiedades en los operadores de agregación (Detyniecki, 2001).

En segundo lugar, proponemos dos semánticas para agregar el grado de la protoforma $P_0(\bar{s}_l)$: *máximo* y *amplitud*.

- Por un lado, el operador de máxima agregación $max(P_0)$ calcula el valor máximo del grado de la protoforma, que se muestra en:

$$max(P_0) = max\{P_0(\bar{s}_0), \dots, P_0(\bar{s}_l)\} \in [0,1] \quad (16)$$

La semántica de $max(P_0)$ describe el grado máximo de verdad de la protoforma que proporciona una representación intuitiva como agregación, que se ha utilizado ampliamente en la lógica difusa como agregación de reglas dentro de los modelos de inferencia de tipo Mandani (I.lancu, 2012).

Se cumplen las propiedades de agregación-cero U_0 y agregación-positiva U_+ .

$$U_0: P_0(\bar{s}_l) = 0 \quad (17)$$

$$\forall \bar{s}_l \in S_{HRS} \equiv U(P_0) = \max\{0, \dots, 0\} = 0$$

$$\begin{aligned} U_+ : \exists P_0(\bar{s}_l)^+ &> 0 \\ \bar{s}_l \in S_{HRS} \equiv U(P_0) \\ &= \max\{0, P_0(\bar{s}_l)^+, \dots, 0\} > 0 \end{aligned}$$

- Por otro lado, el operador de agregación de amplitud $|(P_0)|$ describe la persistencia y presencia del grado de la protoforma $P_0(\bar{s}_l)$ a lo largo de la sesión de rehabilitación. Para ello, la cuantificación difusa del peso del grado de la protoforma $W(P_0)$ dentro de la HRS se propone en:

$$W(P_0) = \frac{\sum_{\bar{s}_l}^{S_{HRS}} \bar{s}_l}{|S_{HRS}|} \tag{18}$$

$$|(P_0)| = Q(W(P_0)) \in [0,1]$$

En primer lugar, el peso del grado de la protoforma $W(P_0)$, que representa una medida adecuada de agregación difusa (S. Martinez-Municio, 2018), se calcula como la relación entre la suma de los grados $\sum_{\bar{s}_l}^{S_{HRS}} \bar{s}_l$ con respecto a la norma (o tamaño) de la completa HRS $|S_{HRS}|$.

En segundo lugar, una cuantificación difusa, que es proporcionada por un cuantificador difuso, transforma $W(P_0)$ en $|(P_0)| = Q(W(P_0))$ a través de la función de pertenencia difusa $\mu_Q: [0,1] \rightarrow [0,1]$. Para simplificar, nos referimos a μ_Q como Q .

Para garantizar que $|(P_0)|$ cumple la propiedad de agregación-cero y agregación-positiva, la función de pertenencia Q del cuantificador difuso, debe evaluar la siguiente propiedad: Q es una función monótona $x \leq y \rightarrow Q(x) \leq Q(y)$, $Q(0) = 0$, y $\lim_{x \rightarrow 0^+} Q(x) > 0$:

$$\begin{aligned} U_0 : Q(0) &= 0, \\ P_0(\bar{s}_l) &= 0, \end{aligned} \tag{19}$$

$$\begin{aligned}
 & \forall \bar{s}_l \in S_{HRS} \equiv W(P_0) = 0 \rightarrow \\
 & Q(W(P_0)) = 0 \\
 U_+ : & \lim_{x \rightarrow 0^+} Q(x) > 0, \\
 & x \leq y \rightarrow Q(x) \leq Q(y), \\
 & \exists P_0(\bar{s}_l) > 0, \\
 & \bar{s}_l \in S_{HRS} \equiv \sum_{\bar{s}_l}^{S_{HRS}} \bar{s}_l > 0 \rightarrow \\
 & W(P_0) > 0 \rightarrow \\
 & Q(W(P_0)) > 0
 \end{aligned}$$

4.4. Casos de estudio

En esta sección, presentamos un caso de estudio real que ilustra la metodología propuesta. Los datos de las sesiones de rehabilitación corresponden a tres pacientes que participaron libremente en el proyecto *Monitorización de Pacientes con Cardiopatía Isquémica del Programa de Rehabilitación Cardíaca al aire libre* del Servicio Andaluz de Salud en Jaén.

Estos pacientes tenían un dispositivo de ritmo cardíaco en la muñeca (Polar M600) que recogió los datos de frecuencia cardíaca durante las sesiones de rehabilitación, utilizando una aplicación portátil.

Se recolectaron 141 sesiones de rehabilitación (48, 55 y 38, respectivamente de los tres pacientes) desde abril a agosto de 2018. La duración de las sesiones fue definida y adaptada a la evolución del paciente por el equipo de rehabilitación cardíaca, variando de 30 minutos a 80 minutos. Un total de 639.709 muestras de ritmo cardíaco recogidas.

4.4.1. Monitorización en tiempo real de los flujos de frecuencia cardíaca

La aplicación incorporada en el dispositivo de frecuencia cardíaca que se usa en la muñeca y recolectó la frecuencia cardíaca de los pacientes y aconsejó a los pacientes durante sus sesiones de rehabilitación al aire libre. Para este propósito, la aplicación calcula los términos lingüísticos difusos *adecuados* y utiliza una ventana temporal difusa definida como *corto*. Sus funciones de pertenencia se obtuvieron de la propuesta anterior presentada en esta tesis doctoral (J. Medina Quero M. R., 2017) y se describen en la Tabla 3:

Término	μ_V	μ_T
<i>adecuado</i>	$TS(s_i)[VT_1, r_-^*, r_+^*, VT_2]$	$TL(\Delta t_i)[3s, 5s]$
<i>bajo</i>	$TS(s_i)[VT_1, r_-^*]$	$TL(\Delta t_i)[3s, 5s]$
<i>alto</i>	$TS(s_i)[r_+^*, VT_2]$	$TL(\Delta t_i)[0s, 1s]$

Tabla 3. Funciones de pertenencia

Los valores de OHRTZ $[r_-^*, r_+^*]$ y umbrales de ventilación $[VT_1, VT_2]$ se adaptaron para cada paciente en base a una prueba de esfuerzo controlada inicial en el Centro Hospitalario.

4.4.2. Protoformas para describir las corrientes de frecuencia cardíaca

Las protoformas permiten al equipo de rehabilitación definir indicadores clave de salud de manera lingüística utilizando el conocimiento experto. En la Tabla 4, se describen algunos ejemplos de las protoformas definidas por el equipo de rehabilitación cardíaca.

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés





Icono	Id	Descripciones lingüísticas cortas	Protoformas: Q_k, L_i, T_j
	P_1	<i>Adecuada</i> HR en sesión	Al menos la mitad del tiempo, HR es adecuada durante unos 25-30 minutos
	P_2	<i>Alto</i> HR en sesión. Es preocupante.	La mayoría de las veces, la frecuencia cardiaca es alta durante aproximadamente 1-3 minutos
	P_3	<i>Baja</i> intensidad de HR en sesión	La mayoría de las veces, la frecuencia cardiaca es baja durante unos 15-25 minutos.
	P_4	Progresión inestable de HR en la sesión	Mientras una parte del tiempo el HR es alto en los últimos 2 minutos, una parte del tiempo el HR fue bajo durante 1-3 minutos.

Tabla 4. Descripción textual en lenguaje natural

A continuación, las funciones de pertenencia de las ventanas temporales difusas y los cuantificadores lingüísticos se definieron de manera directa tanto por el equipo de investigación como por el equipo de rehabilitación cardíaca del proyecto. Han sido definidos por diferentes formas de funciones de pertenencia trapezoidales, cuyos valores se muestran en la Tabla 5:

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

Descripción textual en lenguaje natural	Tipo	μ_T/μ_Q
Durante 25-50 minutos	T_j	$TL(\Delta t_i)[25m, 50m]$
Durante 15-25 minutos	T_j	$TL(\Delta t_i)[15m, 25m]$
En los últimos 2 minutos	T_j	$TL(\Delta t_i)[1m, 2m]$
Hace unos 1-3 minutos	T_j	$TS(\Delta t_i)[0m, 1m, 2m, 3m]$
Al menos la mitad del tiempo	Q_k	$TR(V_r \cup T_k(\bar{s}_i))[0.25, 0.75]$
Durante una parte del tiempo	Q_k	$TR(V_r \cup T_k(\bar{s}_i))[0.25, 0.5]$
La mayor parte del tiempo	Q_k	$TR(V_r \cup T_k(\bar{s}_i))[0.5, 1]$

Tabla 5. Funciones trapezoidales de pertenencia para ventanas temporales difusas y cuantificador difuso de las protoformas

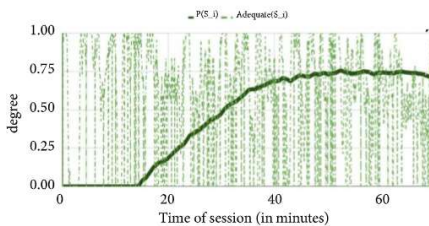
En la Figura 10, mostramos la computación de la protoforma P_0 en sesiones de rehabilitación real, incluido el grado del término L_i . Notamos que las protoformas también son útiles para determinar la región de interés S_{HRS} en lugar de indicar los rangos donde se activa el grado de verdad $P_0(\bar{s}_i) > 0$.

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

Sesión 1 y evaluación de 2 protoforms

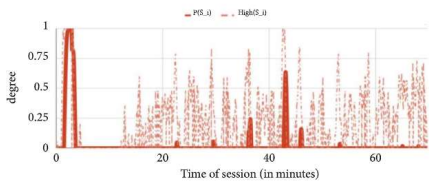


(a)



Adequate HR in session
maximum(0.75) amplitude (0.92)

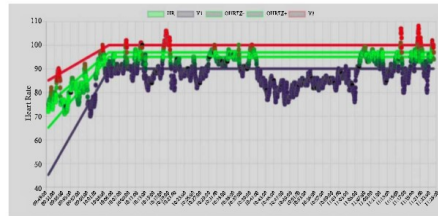
(b)



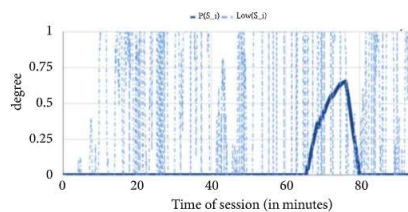
High HR in session is worrying
maximum(0.99) amplitude (0.58)

(c)

Sesión 2 y evaluación de 2 protoforms

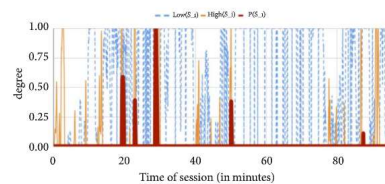


(d)



Low HR intensity in session
maximum(0.51) amplitude (0.26)

(e)



Unstable HR progression in session
maximum(1) amplitude (0.60)

(f)

Figura 8. Ejemplo de las protoformas en sesiones reales de rehabilitación

A continuación, describimos cada uno de los ejemplos propuestos:

(a) Una sesión con predominio de adherencia adecuada y algunas tasas altas de frecuencia cardiaca.

(b) El grado del término *adecuado* está representado por la línea de puntos; El grado de la protoforma representa que la frecuencia ha sido adecuada durante un tiempo de rehabilitación óptimo (al menos 25 minutos y aconsejable de

50 minutos). Los grados agregados de la sesión máximo y amplitud se muestran en la parte inferior.

- (c) El grado del término *alto* está representado por la línea de puntos; La línea gruesa representa el grado de la protoforma *la mayor parte del tiempo que la frecuencia cardíaca es alta durante aproximadamente 1-3 minutos*. Los grados agregados máximo y amplitud se muestran en la parte inferior.
- (d) Una sesión con predominio de baja adherencia y algunas tasas altas.
- (e) El grado del término *bajo* está representado por la línea de puntos; La línea gruesa representa el grado de la protoforma *la mayor parte del tiempo que la HR es baja durante alrededor de 15 a 25 minutos*. Los grados agregados máximo y amplitud se muestran en la parte inferior.
- (f) Los grados de los términos *alto* y *bajo* están representados por la línea de puntos en amarillo y azul, respectivamente; El grado de la parte protoforma *del tiempo en que el HR es alto en los últimos 2 minutos \cap parte del tiempo que el HR fue bajo hace alrededor de 1-3 minutos* se representa por la línea gruesa. Los grados agregados máximo y amplitud se muestran en la parte inferior.

4.4.3. Operación de agregación de protoformas

En esta sección, describimos los resultados de la agregación de protoforma en la HRS de los pacientes, que determinan un grado único y descriptivo de las sesiones que han sido descritas por la protoforma $P_0(\bar{s}_i)$ a partir del flujo de frecuencia cardíaca S_{HRS} .

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

Para realizar dicha agregación, se proponen dos semánticas para agregar el grado de protoforma: *máxima* $\max(P_0)$ y *amplitud* $|(P_0)|$, que representan el grado de veracidad máximo de la protoforma y la presencia de la protoforma durante la sesión de rehabilitación, respectivamente.

El operador *máximo* de agregación no es paramétrico. Por el contrario, el operador de agregación de *amplitud* se modeló utilizando el conocimiento experto del equipo de investigación y el equipo de rehabilitación cardíaca, que determinaron la función de pertenencia de los cuantificadores difusos, μ_Q para cada protoforma $|(P_0)|$, que se describen en la Tabla 6.

Descripción textual en lenguaje natural	μ_Q
Ritmo cardíaco adecuado en sesión	$TR(W(P_0))[0, 0.5]$
Alta tasa preocupante	$TR(W(P_0))[0, 0.05]$
La sesión presenta baja intensidad	$TR(W(P_0))[0, 0.25]$
La sesión tiene tasas inestables.	$TR(W(P_0))[0, 0.01]$

Tabla 6. Funciones de pertenencia para cuantificadores difusos del operador de agregación de amplitud

Destacamos las siguientes apreciaciones:

- Las funciones de pertenencia están en la forma $TR(x)[0, \alpha]$ para cumplir con las propiedades de agregación-cero y agregación-positiva descritas en esta sección.
- Las funciones de pertenencia de cuantificación de protoformas en las que hay una alta tasa, se relacionan los pesos cortos con las amplitudes relevantes, debido al hecho de que las tasas altas son muy significativas y preocupantes en S_{HRS} .

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

Ambos modelos se han aplicado sobre 25 sesiones de pacientes reales, sobre los que se han buscado los indicadores definidos por las protoformas P1, P2, P3 y P4 (definidos por el equipo de cardiología). En la Figura 9, se presenta un ejemplo de las sesiones reales y los operadores de agregación máxima y de amplitud para las protoformas propuestas.

En la Tabla 7, resumimos el número y el porcentaje de RS recogidos para cada protoforma $\cup (P_0) > 0$ y la persona usuaria. Muestra el resumen descriptivo que representa la agregación para determinar y diferenciar el rendimiento de los pacientes dentro del programa de rehabilitación.





					
		P_1	P_2	P_3	P_4
Paciente	$ RS $	$N(\%)$	$N(\%)$	$N(\%)$	$N(\%)$
1	9	2(4%)	24(48%)	49(100%)	9(18%)
2	6	36(64%)	44(78%)	48(85%)	26(46%)
3	9	36(92%)	35(90%)	4(10%)	7(18%)

Tabla 7. Métricas en la agregación de protoformas de sesiones de rehabilitación por paciente

En base a las propiedades descritas para los operadores de agregación, tanto el máximo $\max(P_0)$ como la amplitud $|(P_0)|$, recuperan los mismos HRs.

Finalmente, como cada operador de agregación determina un grado $\cup (P_0) \in [0,1]$ que puede filtrarse por un umbral α utilizando un método sencillo α -cut para recuperar sesiones más descriptivas y relevantes que coincidan con la protoforma P_0 , este valor intuitivo α puede ser modificado por expertos cuando analizan los resúmenes de los pacientes para filtrar y seleccionar los SRs.

CAPÍTULO IV. Resúmenes lingüísticos de indicadores de interés

En la Tabla 8, presentamos el número de SRs recogidos por α -cut para cada protoforma en función de los valores de $\alpha = \{0, 0.5, 0.9\}$.





								
	P_1		P_2		P_3		P_4	
α -cut	max	amp	max	amp	max	amp	max	amp
$\alpha = 0$	74(51%)	74(51%)	103(72%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)
$\alpha = 0.5$	46(32%)	51(35%)	51(35%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)
$\alpha = 0.9$	32(22%)	32(23%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)	36(64%)

Tabla 8. Métricas de la agregación de protoformas de las sesiones de rehabilitación

CAPÍTULO V. RED- Core

5.1. Introducción

Vivimos en la sociedad de las TICs y de la explosión de datos (big data), donde los avances tecnológicos constituyen un pilar esencial para mejorar la calidad de vida de las personas, su bienestar y potenciar su autonomía. En la última década, existe una decisiva apuesta por las redes de sensores inalámbricos, sin cables, como una de las tecnologías punteras y con mayor crecimiento sin visos de frenar en los próximos años, ya que se augura que cambiarán el mundo. En el ámbito de la salud, apostar por esta tendencia es algo vital. Por tanto, aumenta así, la necesidad de que los dispositivos sanitarios y las TICs converjan en una mejor atención médica y personalizada, tanto domiciliaria como hospitalaria, facilitando que los pacientes desempeñen un rol importante en la supervisión y cuidado de su propia salud.

En el contexto de rehabilitación, para obtener unos resultados óptimos, es necesaria la supervisión de expertos en la materia. En muchas ocasiones no es posible garantizar un correcto entrenamiento supervisado, debido a las restricciones económicas o la limitación de los recursos sanitarios, obteniendo unos resultados pobres en la rehabilitación y condición física de los pacientes, los cuales se encuentran lejos de los deseables para que Andalucía y España sean líderes en este campo. Los paradigmas e-Health (Castelnuovo G. a., 2014) y m-Health (Free C. a., 2013) representan una oportunidad para resolver estas carencias e impulsar la accesibilidad a los programas de salud de forma personalizada sin necesidad de incrementar el gasto en recursos (Steinbrook, 2008) mediante técnicas de Computación Ubicua (Weiser, 1991). Por este motivo, recientemente, numerosas compañías han centrado sus esfuerzos en el desarrollo de medidores vitales inalámbricos y poco invasivos que se llevan

en el cuerpo, que son conocidos como "vestibles o wearable" (Dionisi, 2016) (Ajami, 2016).

La tecnología vestible, cada vez más presente en nuestras vidas, hace referencia al conjunto de dispositivos electrónicos que se incorporan en alguna parte de nuestro cuerpo interactuando continuamente con la persona usuaria, incluso con otros dispositivos con la finalidad de realizar alguna función específica. Los ejemplos más populares son: relojes inteligentes o smartwatches, zapatillas de deportes con GPS incorporado o pulseras que monitorizan el estado de salud. Generalmente, estos dispositivos wearables permiten sincronizarse con una aplicación asociada en un dispositivo móvil para leer los datos actuales recogidos y el histórico, permitiendo a los Sistemas Inteligentes Ubicuos integrarse en las actividades cotidianas de los pacientes.

Las implantaciones de estos sistemas están permitiendo recoger una ingente cantidad de datos e información a la que antes éramos inaccesibles, esto es el paradigma del Big Data (Schönberger, 2013), el cual puede ser analizado y explotado para mejorar la salud sobre todo en busca de la personalización. Este Big Data es vital para la Investigación en Salud, que requiere de gran cantidad de datos para generar y validar conocimiento sobre los pacientes y las enfermedades (Murdoch T. a., 2013). Entre todas las investigaciones desarrolladas en este ámbito, destacamos el tratamiento de bioseñales, ya que está emergiendo gracias a la proliferación de dispositivos wearables (Lymberis A. a., 2007) por su coste competitivo en los últimos años. El análisis de estos datos será capaz de proporcionar nuevas investigaciones y valorar los programas de atención de salud de manera personalizada desde un nuevo punto de vista.

En esta tesis doctoral nos enfocaremos en las pulseras con sensores de salud que se han hecho muy populares durante los últimos meses, ya que permiten monitorizar nuestro estado de salud fácilmente, obteniendo información variada como el pulso, la temperatura o el nivel de oxigenación en sangre. Como se ha

comentado, la proliferación de estos dispositivos tiene un destacado potencial de aplicaciones en el ámbito de la salud y, en concreto, de la asistencia sanitaria personalizada. En el presente proyecto proponemos el desarrollo de un Sistema de Decisión Inteligente Ubicuo, el cual denominaremos RED-Core, basado en dispositivos wearable que mejore la adherencia de los programas de rehabilitación de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca en pacientes con cardiopatía isquémica. Destacamos las pulseras (Chudnow, 2013) con sensores de salud (frecuencia cardíaca y podómetro) ya que son muy innovadoras, fáciles y cómodas de utilizar para los pacientes que realizan ejercicio físico, sin que precisen de un elevado tiempo de aprendizaje para su utilización y con un coste muy competitivo.

Una de las aportaciones más relevantes del Sistema de Decisión Inteligente Ubicuo (RED-Core) que se propone es que se ha diseñado bajo un modelo lingüístico adaptado al análisis de señales vitales procedidas de dispositivos wearables que se integrarán en un sistema inteligente para la monitorización del paciente y la ayuda a la toma de decisiones (asesoramiento).

El sistema propuesto está basado en metodologías de Soft Computing para el modelado lingüístico de la información involucrada en el proceso con el objetivo de mejorar su interpretación (Zadeh, 1975) (Herrera, 2000). En este proyecto se integrará las metodologías presentadas en los anteriores capítulos.

En la actualidad, encontramos trabajos en telemonitorización, realizados únicamente con telefonía móvil (Kraal, 2013) (Worringham, 2011) que apuntan a la inclusión de dispositivos wearables (López, 2010) (Baig, 2013), incluso con la integración de lógica difusa (Oliveira, 2015) aunque sin integrar interpretación inteligente en tiempo real.

El desarrollo de un sistema como el propuesto permitiría al personal sanitario supervisar el programa de ejercicio físico en estos pacientes y asesorar al paciente en tratamiento basándose

en criterios médicos. Para ello, este trabajo se centra en el estudio a pacientes con cardiopatía isquémica con criterios de bajo riesgo que permita evaluar: la utilidad en los programas domiciliarios de prevención secundaria y rehabilitación cardíaca, la mejora de calidad y efectividad de estos programas y, por consiguiente, la mejora en el pronóstico de estos pacientes.

En este capítulo, describimos el desarrollo técnico del enfoque propuesto que se ha implementado en dispositivos portátiles, dispositivos móviles y una plataforma web en la nube. La arquitectura propuesta está inspirada en los avances actuales en herramientas de desarrollo portátiles y móviles (Paez, de Buenaga Rodríguez, Sáenz, Villalba, & Gil, 2015), que proporcionan monitoreo en tiempo real en dispositivos móviles y sincronización de datos entre aplicaciones móviles y web.

5.2. Arquitectura del sistema

La arquitectura del sistema está basada en una arquitectura cliente-servidor. Para el cliente, hemos implementado dos aplicaciones utilizando la plataforma Android (Meier, 2012), tanto en los dispositivos móviles como en dispositivos de la pulsera.

En el lado del servidor, hemos implementado un servidor web bajo Java Tomcat de modo que los servicios web organizan y sincronizan los datos de flujo entre el equipo de rehabilitación cardíaca y los pacientes.

La solución implementada es realmente novedosa respecto al estado del arte en cuestión. Actualmente, no se han encontrado trabajos en la literatura ni productos comerciales que presenten un sistema multiplataforma, el cual permita sincronizar los datos de frecuencia cardíaca con la aplicación de pulsera, la aplicación del dispositivo móvil y, además, con un sitio web especializado por el profesional de cardiología que permite comunicarse con el paciente de forma personalizada. La integración de la aplicación

de la pulsera y la aplicación del dispositivo móvil se ha realizado mediante una interfaz de visualización intuitiva, la cual facilita la presentación de los datos recolectados al paciente.

En la Figura 10, mostramos la arquitectura y el flujo de datos de los componentes.

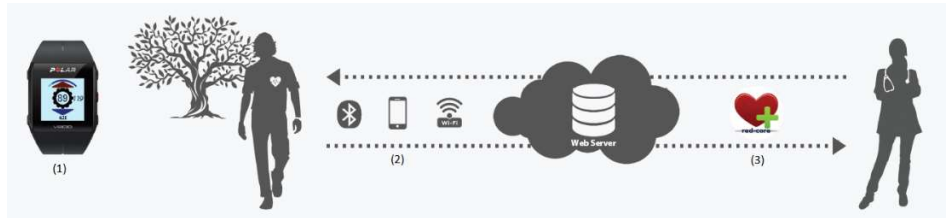


Figura 9. Arquitectura y flujo de componentes

A continuación, se indica la arquitectura de componentes:

- (1) Dispositivo vestible con monitoreo en tiempo real. Este dispositivo tiene la aplicación en Android donde se le indica al paciente su frecuencia cardiaca durante la sesión de rehabilitación al aire libre, indicándose, además, la frecuencia cardiaca óptima, fijada por el profesional médico, en la que debería estar mientras realiza el ejercicio. Una vez finalizada la sesión de rehabilitación cardiaca, esta puede enviar los datos de la sesión a través de Bluetooth al componente del dispositivo móvil.
- (2) Dispositivo móvil alberga todos los datos de cada una de las sesiones realizadas de rehabilitación cardiaca, los cuales ha recibido a través de Bluetooth. La aplicación lista cada una de las sesiones de rehabilitación cardiaca, ofreciéndose imágenes visuales del progreso de la sesión y una valoración de su desempeño. Esta aplicación móvil se comunica mediante Wi-Fi a la plataforma web del profesional, suministrando los datos de las sesiones del paciente.

- (3) Plataforma web que permite fijar los parámetros de ejercicio físico a cada paciente, recibiendo la información relevante de las sesiones que realiza cada uno de los pacientes dados de alta en la plataforma. Además, se permite evaluar las sesiones por parte del equipo de rehabilitación cardíaca en comunicación directa con la aplicación del dispositivo móvil

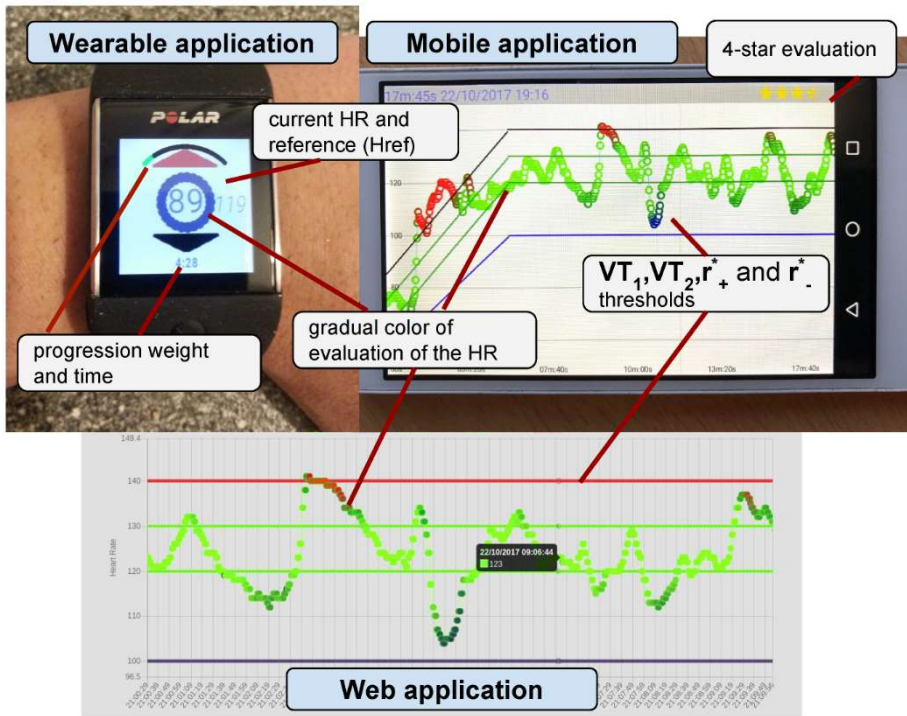
Como se ha comentado, los datos del paciente y el equipo están sincronizados de Bluetooth al móvil; y de servicios móviles a servicios en la nube por 4G / Wifi.

Por lo tanto, el enfoque incluye tres aplicaciones: una aplicación vestible, una aplicación móvil y una aplicación web.

5.3. Sistema RED-Core

En esta sección, se ilustran con mayor detalle los tres componentes del Sistema RED-Core.

En la Figura 11, detallamos la evaluación y el monitoreo en tiempo real desarrollados bajo la metodología descrita en los capítulos IV y V por medio de los componentes tecnológicos descritos previamente.



thresholds of patients with zoom and scale options.

Figura 10. Imágenes de las aplicaciones vestibles, móviles y web

La aplicación del wearable muestra el ritmo cardiaco actual. A la izquierda, se indica la frecuencia de referencia que se debería alcanzar y que ha sido pautaada por el profesional. En la figura se ilustra una frecuencia actual de 89 y una frecuencia de referencia de 119. En este caso, el paciente debería de aumentar la frecuencia cardiaca. Por dicho motivo, la flecha superior se encuentra encendida en roja y la flecha superior se encuentra apagada en negro. En la parte superior se simboliza un arco que indica la duración de la sesión, coloreándose el progreso de la sesión. En la parte inferior, se simboliza el tiempo de la sesión. Mediante un código de colores intuitivo se muestra si la sesión se está realizando de forma efectiva o se corre algún peligro, siendo esto muy importante para la tranquilidad y salud del paciente.

La sincronización del wearable con el dispositivo móvil permite analizar los resultados de la sesión realizada, informando

al paciente de su evolución y premiando los logros obtenidos con estrellas, las cuales se visualizan en la parte superior derecha.

Los resultados de cada una de las sesiones de los pacientes son enviados a la aplicación Web, dónde el profesional puede analizar indicadores de interés que le permitan tomar decisiones acerca del tratamiento del paciente y modificar las pautas de las sesiones en función de lo observado.

5.3.1. Plataforma en la nube

Se ha diseñado una aplicación web en la nube para el equipo de rehabilitación cardíaca, la cual requiere autenticación previa mediante credenciales de inicio de sesión y que incluye los siguientes casos de uso:

- Registro y actualización de los datos del paciente, incluidos los umbrales para del Programa de Rehabilitación Cardíaca: frecuencia cardíaca máxima HR_{max} , umbrales de ventilación $[VT_1, VT_2]$, rangos basales $[r_+, r_-^0]$ y límites basales $[VT_1^0, VT_0^0]$.
- Creación y modificación de los parámetros de las sesiones en los programas de rehabilitación, los cuales son: zonas de entrenamiento de frecuencia cardíaca óptima $[r_+, r_-^*]$, rango de duración $[d_1, d_2]$ y duración de la etapa progresiva d_w .
- Presentación de las SRCs de pacientes. Las sesiones desarrolladas por los pacientes se sincronizan desde la aplicación móvil al servidor web. Desde ellos, el equipo de rehabilitación cardíaca puede observar:
 - Los datos sin procesar de la HR de la sesión en una línea de tiempo (con una opción de zoom y escala).

- El monitoreo en tiempo real proporcionado para el paciente utilizando colores graduales: azul, verde, rojo según el grado de los términos $\{bajo, adecuado, alto\}$, respectivamente.
- Un indicador resumido que evalúa la sesión utilizando una escala de 5 estrellas.

En la aplicación web, el equipo de rehabilitación cardíaca tiene acceso a flujos cardíacos y umbrales VT_1 , VT_2 , r_+^* y r_-^* de pacientes con opciones de escala y zoom.

Esta aplicación es un portal web accesible desde cualquier navegador conectado a internet y su función principal es mostrar al equipo de cardiología la información que los dispositivos que recogen de las sesiones de ejercicios de los distintos pacientes y también poder interactuar con el perfil de cada uno de estos pacientes para actualizar su plan de ejercicios y comunicarse con ellos mediante el sistema de mensajes.

Se puede acceder a la aplicación desde el siguiente enlace mediante las credenciales correspondientes: RED-Core

<http://serezade.ujaen.es:8054/RED-Core/admin.html>

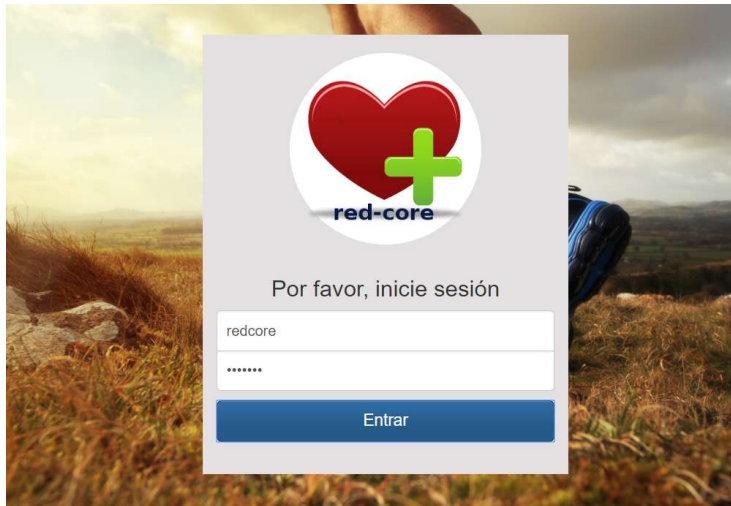


Figura 11. Inicio de Sesión

La vista principal nos muestra la lista de pacientes registrados en el sistema hasta el momento y algunos datos básicos como el número de sesiones realizadas y la fecha de la última sesión registrada.

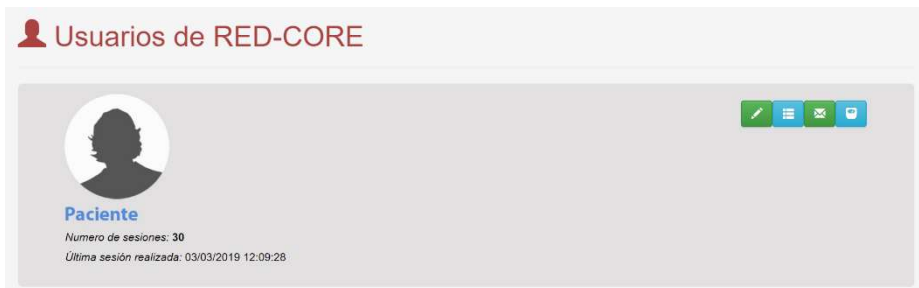



Figura 12. Vista principal web

Se recoge la imagen y nombre del paciente, siendo esta información autorizada por el paciente mediante su consentimiento informado.

Desde esta sección podemos acceder a la información relativa a cada paciente:

- Visualizar y modificar el plan de ejercicios establecido para el paciente → 


Programa de Paciente

Límites Basales

L1: O1: O2: L2:




Umbrales Aeróbicos

V1: V2:





Plan de ejercicios

Fechas

24/03/2019   20/05/2019 

Parámetros del plan

Duración Ini: Duración Fin: Duración margen: Número de programas:

Valores basales (en reposo al inicio de la sesión)

nSession	Basal.V1	Basal.O1	Basal.O2	Basal.V2
1	<input type="text" value="45"/>	<input type="text" value="65"/>	<input type="text" value="75"/>	<input type="text" value="85"/>
2	<input type="text" value="45"/>	<input type="text" value="65"/>	<input type="text" value="75"/>	<input type="text" value="85"/>
3	<input type="text" value="45"/>	<input type="text" value="65"/>	<input type="text" value="75"/>	<input type="text" value="85"/>
4	<input type="text" value="45"/>	<input type="text" value="65"/>	<input type="text" value="75"/>	<input type="text" value="85"/>

Valores objetivo (Optimal Heart Rate Zones)

nSession	Objetivo.V1	Objetivo.O1	Objetivo.O2	Objetivo.V2
1	<input type="text" value="100"/>	<input type="text" value="103"/>	<input type="text" value="107"/>	<input type="text" value="115"/>
2	<input type="text" value="100"/>	<input type="text" value="105"/>	<input type="text" value="108"/>	<input type="text" value="115"/>
3	<input type="text" value="100"/>	<input type="text" value="106"/>	<input type="text" value="110"/>	<input type="text" value="115"/>
4	<input type="text" value="100"/>	<input type="text" value="107"/>	<input type="text" value="111"/>	<input type="text" value="115"/>

Duración y fechas









nSession	Duración aconsejada	Duración max	Fecha Ini	Fecha Fin
1	<input type="text" value="60"/>	<input type="text" value="80"/>	<input type="text" value="13/03/2019"/> 	<input type="text" value="26/03/2019"/> 
2	<input type="text" value="70"/>	<input type="text" value="90"/>	<input type="text" value="27/03/2019"/> 	<input type="text" value="10/04/2019"/> 
3	<input type="text" value="80"/>	<input type="text" value="100"/>	<input type="text" value="10/04/2019"/> 	<input type="text" value="24/04/2019"/> 
4	<input type="text" value="90"/>	<input type="text" value="110"/>	<input type="text" value="24/04/2019"/> 	<input type="text" value="08/05/2019"/> 

Figura 13. Plan de ejercicios

- Mostrar la información de todas las sesiones de cada paciente



Sesiones de Paciente

Programas	Fecha	Duracion	%Tiempo	%Adherencia	Eval	Eval(User)	Ver
1	24/03/2019 11:14:38	44m:39s	72	4	★★★★★	★★★★★	🔍
1	24/03/2019 11:11:16	1m:58s	1	38	★★★★★	★★★★★	🔍
1	23/03/2019 12:43:07	42m:27s	70	3	★★★★★	★★★★★	🔍
1	14/03/2019 11:14:48	0m:0s	0	63	★★★★★	★★★★★	🔍
1	14/03/2019 09:37:06	80m:58s	100	14	★★★★★	★★★★★	🔍
2	05/03/2019 07:22:27	0m:26s	0	100	★★★★★	★★★★★	🔍
2	05/03/2019 06:51:33	1m:4s	1	100	★★★★★	★★★★★	🔍
2	03/03/2019 12:09:28	2m:0s	2	100	★★★★★	★★★★★	🔍
1	02/03/2019 10:48:19	103m:24s	100	4	★★★★★	★★★★★	🔍
1	01/03/2019 10:41:38	1m:16s	1	48	★★★★★	★★★★★	🔍

Figura 14. Sesiones del paciente

- Acceder al sistema de mensajes →

El sistema de mensajería permite al profesional comunicarse con el paciente a través de mensajes directos o mediante mensajes predeterminados de consejos facilitados por el profesional. Esto es muy beneficioso, ya que el paciente siente un acompañamiento y alta supervisión en la evolución de su tratamiento.



Figura 15. Mensajes

- Visualizar la evolución del peso y el perímetro abdominal del paciente →

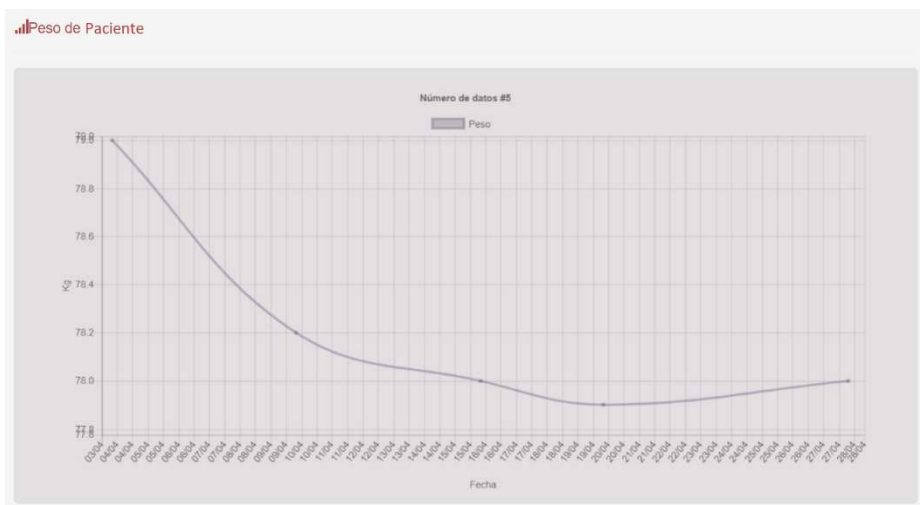


Figura 16. Peso

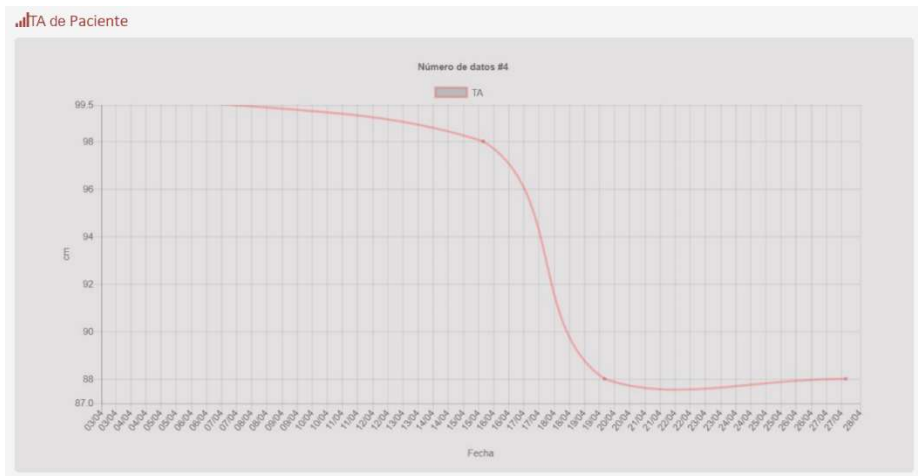


Figura 17. Perímetro abdominal

5.3.2. Aplicación del dispositivo móvil

Esta aplicación se ejecuta sobre dispositivos Android. El dispositivo entregado a los pacientes ha sido el dispositivo móvil (BQ Aquaris M5) y su función principal es controlar los datos de monitorización de las sesiones de ejercicios que realiza el paciente tomados por el dispositivo wearable, así como enviar dicha información al servidor para que sea accesible por el equipo de cardiología y recibir la información de los planes de ejercicios que dicho equipo establece para el paciente en cuestión.

La interfaz de la persona usuaria se muestra en la siguiente imagen:



Figura 18. Interfaz de la persona usuaria

En primer lugar, nos centraremos en las funciones principales de la aplicación y más tarde comentaremos otras funciones adicionales. En concreto vamos a ver los botones “sincronizar con el servidor” y “enviar sesión de ejercicio”.



Figura 19. Botones “enviar sesión” (izquierda) y “sincronizar con el servidor” (derecha)

El botón de sincronizar con el servidor nos permite, como su nombre indica, actualizar la información de la persona usuaria que poseemos en el dispositivo móvil con el servidor y, a su vez, descargar el plan de ejercicio actualizado que ha sido asignado por parte del equipo de cardiología a dicho la persona usuaria. Es muy

importante que la persona usuaria seleccione esta función de la aplicación cuando termine su sesión de ejercicio, ya que si no lo hace esta información no será visible para el equipo de cardiología.

Cuando la persona usuaria selecciona esta opción aparece un cuadro de diálogo a modo de asistente que le indica cómo deberá realizar la sincronización (simplemente se le indica que debe mantener cerca el dispositivo wearable con la aplicación abierta). Para cada sesión de ejercicios que la persona usuaria ha realizado se le muestra un diálogo que le pregunta por su valoración subjetiva del esfuerzo que le ha supuesto realizar el ejercicio, la cual deberá puntuar desde 1 estrella (poco esfuerzo) a 5 estrellas (mucho esfuerzo)).

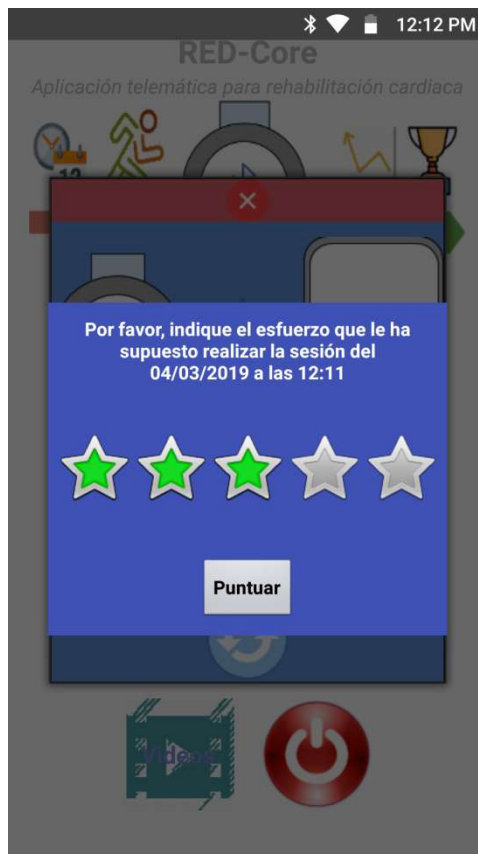


Figura 20. Diálogo para indicar la valoración subjetiva del esfuerzo de la persona usuaria

Por otra parte, el botón de enviar sesión de ejercicio nos permite comunicar esta aplicación con la aplicación del reloj (wearable) para lanzar una nueva sesión de ejercicio (es decir, la persona usuaria deberá seleccionar dicha opción cuando vaya a salir a andar o hacer sus ejercicios). Esta opción, al igual que ocurría con la función de sincronizar con el servidor, muestra un diálogo a modo de asistente que le va guiando por el proceso, hasta finalizar lanzando la sesión en el reloj de la persona usuaria.

Es importante recalcar que si existía alguna sesión en el reloj que no se ha valorado (puntuación entre 1 y 5 estrellas) se le pedirá a la persona usuaria que lo haga en este momento, pero esto no significa que se sincronice con el servidor dicha sesión, simplemente se almacena en el dispositivo móvil a la espera de la próxima sincronización.

Por otra parte, en todo momento la persona usuaria puede acceder tanto a su historial de sesiones como a la evolución del programa que el equipo de cardiología le ha asignado. Para acceder a esta información basta con seleccionar los iconos “sesiones” o “evolución” respectivamente.



Figura 21. Botones de "sesiones" (izquierda) y "evolución" (derecha)

En esta aplicación existen otras funcionalidades que, aunque son optativas, es importante que la persona usuaria las conozca y haga uso de ellas pues es recomendación del equipo de cardiología. Estas opciones son:

- Sistema de mensajería con el equipo de cardiología.
- Registrar peso de la persona usuaria.
- Registrar perímetro abdominal de la persona usuaria.



Figura 22. Botones de las funcionalidades opcionales

Por último, tenemos por un lado una sección de guías y consejos que le muestra al paciente información importante referente al uso de la aplicación, la realización de ejercicios y hábitos saludables, y una sección donde se pueden visualizar videos demostrativos de distintos ejercicios.



Figura 23. Botones de la sección de "guías y consejos" y "videos"

Esta aplicación móvil para pacientes se realiza con el fin de mostrar las sesiones y comunicar los datos entre el servidor web y los dispositivos portátiles. Se ha desarrollado para Android e incluye los siguientes casos de uso:

- Sincronización de los parámetros de las próximas sesiones desde el Programa de Rehabilitación Cardíaca, que están definidos por el equipo de rehabilitación cardíaca y se recopilan en el servidor web, en el dispositivo móvil mediante un servicio web bajo tecnología de red inalámbrica (3G / 4G o Wifi).
- Sincronización de los datos de la sesión desde el dispositivo portátil que lleva el paciente en la muñeca al dispositivo móvil mediante una conexión Bluetooth ad-hoc.

- Carga de los datos de la sesión desde el dispositivo móvil al servidor web mediante un servicio web bajo tecnología de red inalámbrica (3G / 4G o Wifi).
- Presentación y evaluación de las SRCs. De la misma manera que el equipo de rehabilitación cardíaca, los pacientes pueden observar la siguiente información en sus dispositivos móviles para cada sesión:
 - Los datos sin procesar del *HR* de las sesiones en una línea de tiempo.
 - La monitorización en tiempo real provista mediante el cambio gradual de los colores azul, verde, rojo.
 - Un indicador resumido de la sesión con una escala de 5 estrellas.

En la aplicación móvil, se describen los umbrales VT_1 , VT_2 , r_+^* y r_-^* y las evaluaciones de 5 estrellas.

5.3.3. Aplicación del dispositivo vestible

Esta aplicación se ejecuta en el dispositivo wearable y se ha desarrollado para Android Wear. El reloj entregado a los pacientes es el Reloj Polar M600 y su función principal es monitorizar la frecuencia cardíaca del paciente durante las sesiones de ejercicios (caminar, correr, o similar).

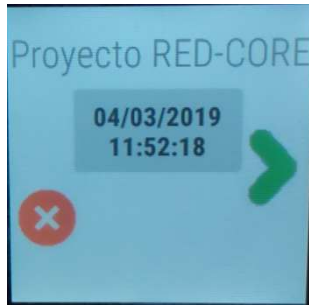


Figura 24. Pantalla principal aplicación RED-Core (wearable)

Su interfaz es sencilla, pues consta únicamente de una pantalla principal que se lanza pulsando el botón frontal físico del dispositivo. Cuando se envía una nueva sesión de ejercicio desde el Smartphone, la pantalla de la aplicación cambia automáticamente y nos muestra el mensaje “HR Reposo”.

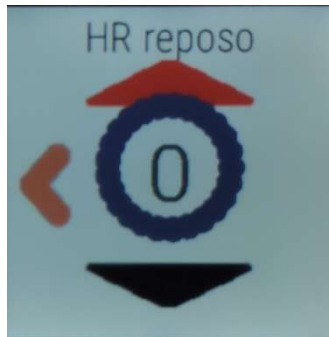


Figura 25. Pantalla "HR Reposo"

Esto significa que el dispositivo está preparado para iniciar la sesión de ejercicio, pero está esperando a que la persona usuaria muestre una frecuencia cardíaca normal en reposo (por ejemplo, menos de 80 pulsaciones por minuto). Hasta que no se dé esta circunstancia el dispositivo no comenzará la sesión de ejercicio. Una vez que detecte una frecuencia cardíaca aceptable se mostrará la vista más importante de esta parte, la ejecución de la sesión de ejercicio.



Figura 26. Pantalla de sesión de ejercicio en ejecución

En esta pantalla se le indica a la persona usuaria:

- Una circunferencia en la parte central, que variará su color (rojo y verde) conforme avanza el ejercicio y tiene como finalidad indicar al paciente cómo de buena está siendo su ejecución con respecto a la frecuencia objetivo de la sesión de ejercicio. Aparte de esta indicación visual, si la frecuencia actual es muy inferior o muy superior a la frecuencia objetivo, también se le indicará mediante pequeñas vibraciones cortas por parte del dispositivo wearable.
- Su frecuencia cardíaca actual se representa con el número que aparece en el centro de la pantalla, dentro de la circunferencia de colores.
- La frecuencia objetivo (indicada por el equipo médico) que dicho paciente debe tratar de seguir durante la ejecución del ejercicio (variará conforme avanza el tiempo de ejercicio) → Se representa mediante un número situado en la parte derecha de la pantalla y de un tamaño inferior comparado con el tamaño de la frecuencia actual.
- Un contador del tiempo transcurrido desde el inicio de la sesión del ejercicio, situado en la parte inferior de la pantalla.

- Una barra de progreso, que representa el porcentaje de tiempo que ha transcurrido de la sesión de ejercicio. Se sitúa en la parte superior de la pantalla.

Cuando se alcanza el tiempo fijado para la sesión de ejercicio (15, 20, 30 minutos, etc.) la sesión termina automáticamente y la aplicación vuelve a la pantalla principal que hemos visto al principio.

Es importante conocer que la persona usuaria tiene la posibilidad de parar la sesión en cualquier momento. Para esto solamente tendría que:

- Pulsar sobre el número a la derecha que indica la frecuencia objetivo. Esto provocará que aparezca durante unos segundos un icono rojo con una cruz en la parte izquierda de la pantalla.
- Durante este breve periodo de tiempo mientras el icono es visible, la persona usuaria debe pulsar sobre dicho icono.

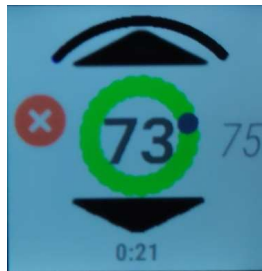


Figura 27. Icono para pausar la sesión de ejercicio

Esto le llevará a la pantalla principal (como si la sesión hubiera terminado) y le dará la oportunidad de continuar la sesión simplemente presionando sobre el icono de la flecha verde que aparecerá en la parte derecha de la pantalla (ver figura 28).

La aplicación portátil para el paciente se realiza con el fin de desarrollar las sesiones con respecto al programa de rehabilitación cardíaca. Esto ha sido desarrollado para Android para incluir los siguientes casos de uso:

- Actualización de los parámetros de las sesiones desde el dispositivo móvil al dispositivo portátil que se lleva con la muñeca mediante una conexión Bluetooth *ad-hoc*.
- Monitoreo de la sesión en el dispositivo portátil con respecto al Programa de Rehabilitación Cardíaca que proporciona un monitoreo en tiempo real mediante la presentación de:
 - La *HR* actual del paciente.
 - El objetivo *HR*.
 - Una evaluación gráfica que usa colores que cambian gradualmente de azul, verde, rojo según el grado de los términos {*bajo, adecuado, alto*} respectivamente.
 - El tiempo de la sesión y la progresión gráfica del tiempo en proporción a la duración propuesta.
- Para sincronizar los datos de las sesiones, que contienen la monitorización y los valores de *HR*, se realiza mediante una conexión Bluetooth ad hoc del dispositivo portátil con el dispositivo móvil.

En la aplicación portátil en Polar M600, mostramos:

- Un cambio gradual de color en la evaluación de la *HR*.
- Progresión y tiempo total.
- La *HR* actual y de referencia.

Polar M600¹ fue elegido como dispositivo Android Wear debido al monitor óptico de frecuencia cardíaca de alta calidad. Las especificaciones de resistencia de Polar M600 incluyen:

- Medición óptica de la frecuencia cardíaca con seis Leds.
- Su naturaleza impermeable (IPX8 10 m).
- Bajo peso (63 g).
- Dimensiones reducidas (45 × 36 × 13 mm).
- Batería de larga duración (500 mAh Li-pol para un tiempo de actividad promedio de 2 días por carga en 8 h de entrenamiento).

Basado en la evaluación adicional de (Horton, Stergiou, Fung, & Katz, 2017), Polar M600 es altamente preciso. El valor de *HR* es de ± 5 bpm o menos del valor de ECG de *HR* durante los períodos de deportes en estado estable (ciclismo, caminar, trotar y correr), que son el foco de la rehabilitación cardíaca.

Sin embargo, la precisión se redujo durante algunos ejercicios de cambio de intensidad. No se encontró ninguna significación estadística en esta muestra en función del sexo, el índice de masa corporal, el VO2max, el tipo de piel o el tamaño de la muñeca.

¹ <https://www.polar.com/us-en/products/sport/M600-GPS-smartwatch>

CAPÍTULO VI. Conclusiones y trabajos futuros

El cierre de la presente memoria de investigación se realiza en este capítulo donde se hace una revisión de las diferentes conclusiones obtenidas de las tres propuestas que se han realizado en la misma. Además, se exponen las líneas de investigación sobre trabajos futuros que se podrán realizar fruto de los resultados derivados de ellas. Finalmente, se indican el conjunto de publicaciones derivadas de la investigación realizada.

6.1. Conclusiones

La motivación principal de esta tesis es lograr el monitoreo de alta calidad en tiempo real de los Programas de Rehabilitación Cardíaca en los hogares de los pacientes, diseñados y supervisados de forma remota por el equipo de rehabilitación cardíaca.

La metodología de este trabajo se ha centrado en modelar los enfoques teóricos para desarrollar una aplicación portátil para el monitoreo en tiempo real usando dispositivos de muñeca a través de técnicas basadas en lógica difusa.

Para abordar este desafío, primero, se ha propuesto un modelo difuso para describir, bajo un enfoque lingüístico, el flujo de la frecuencia cardíaca mediante tres términos representativos: *bajo*, *adecuado* y *alto*. Los modificadores difusos y las ventanas temporales difusas se han incluido dentro de la metodología con resultados exitosos.

El enfoque difuso propuesto proporciona una evaluación flexible de la transmisión de recursos humanos:

- Habilitando un monitoreo intuitivo en tiempo real en dispositivos portátiles que se llevan en la muñeca durante las sesiones.

- Brindar asesoramiento visual y gradual, para lo cual la intensidad está relacionada con el grado de los términos.

Por otro lado, se ha incluido una evaluación de los modificadores difusos y las ventanas temporales difusas para generar términos más precisos y flexibles. Además, se ha analizado el impacto de los modificadores difusos y las ventanas temporales sobre los términos lingüísticos mediante encuestas basadas en casos. Todo ello ha sido evaluado por el equipo de rehabilitación cardíaca del Hospital Universitario de Jaén (España), indicando la semántica más apropiada para cada término lingüístico.

En esta tesis, hemos introducido la agregación como un indicador directo en una escala de 5 estrellas, pero un análisis adicional del flujo de frecuencia cardíaca proporcionará retroalimentación inteligente y automática para que los cardiólogos detecten puntos débiles en las sesiones de los pacientes.

Finalmente, se ha desarrollado el Sistema Red-Core, el cual implementa el sistema al completo con las metodologías propuestas.

6.2. Trabajos Futuros

Dado que los sistemas de e-salud son un área en evolución y de gran utilidad, nuestros trabajos futuros se orientarán.

- Implantación del sistema en el entorno operativo del sistema informático del Sistema Sanitario Público de Andalucía para su acceso desde la Red Corporativa de la Junta de Andalucía.

- Realización de estudios de carga del sistema con diversos pacientes.
- Analizar y estudiar nuevos indicadores de interés que sean considerados por los profesionales de la Unidad de Rehabilitación Cardíaca.

6.3. Publicaciones

Para finalizar este capítulo, se muestra la lista de publicaciones realizadas derivadas de los resultados presentados en esta memoria de tesis doctoral.

6.3.1. Revistas internacionales

- Medina Quero, J., Fernández Olmo, M.R., Peláez Aguilera, M.D., Espinilla Estévez, M. *Real-Time Monitoring in Home-Based Cardiac Rehabilitation Using Wrist-Worn Heart Rate Devices*. (2017) *Sensors* (Basel, Switzerland), 17 (12)

Indicios de Calidad

- Base de datos de indexación: JCR
- Índice de impacto: 2.475
- Año: 2017
- Categoría: Instruments & instrumentation
- Posición que ocupa la revista en el área: 16 de: 61
- Tercil: 1
- Cuartil: 2

- Peláez-Aguilera, M.D., Espinilla, M., Fernández Olmo, M.R., Medina, J. *Fuzzy Linguistic Protoforms to Summarize Heart Rate Streams of Patients with Ischemic Heart Disease* (2019) Complexity, 2019, art. no. 2694126.

Índicios de calidad

- Base de datos de indexación: JCR
- Índice de impacto: 2.591
- Año: 2018
- Categoría: Mathematics, interdisciplinary applications
- Posición que ocupa la revista en el área: 21 de: 105
- Tercil: 1
- Cuartil: 1

6.3.2. Congreso internacional

- Peláez, M.D., López-Medina, M., Espinilla, M., Medina-Quero, J. *Key factors for innovative developments on health sensor-based system.* (2017) Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics), 10209 LNCS, pp. 665-675.

6.3.3. Protección software

- RED-CORE. Referencia CO-00113-201 con fecha de concesión de 20 de abril de 2018, siendo los inventores a partes iguales: Macarena Espinilla Estévez, Javier Medina Quero, María Rosa

Fernández, Javier Torres, María Dolores Peláez y María Dolores Ruiz Lozano.

Acrónimos

En esta tesis doctoral se han utilizado los siguientes acrónimos:

HR	Frecuencia cardíaca
OHRTZ	Zona óptima de entrenamiento de la frecuencia cardíaca
VT	Umbral de ventilación
Si-DIU	Sistema de decisión inteligente y ubicuo

Referencias

- A. Gatt, N. M. (2016). The role of graduality for referring expression generation in visual scenes. *Communications in Computer and Information Science*, vol. 610, 191–203.
- A. Ramos-Soto, A. J. (2015). Linguistic descriptions for automatic generation of textual short-term weather forecasts on real prediction data. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, vol. 23, no. 1, 44–57.
- Abelson, P. (1998). A third technological revolution. *Science* 279 (5359), 2019–2109.
- Ajami, S. a. (2016). Wearable biosensors for monitoring patients. *Journal of Research in Medical Sciences*, 2.
- Alam, M. H. (2014). Surveying wearable human assistive technology for life and safety critical applications: standards, challenges and opportunities. *Sensors* 14(5), 9153–9209.
- Albaghli R., A. K. (2016). A vision for heart rate health through wearables. *UbiComp 2016 Adjunct - Proceedings of the 2016 ACM International Joint Conference on Pervasive and Ubiquitous Computing*, 1101-1105.
- Albaghli, R. A. (2016). A vision for heart rate health through wearables. In: *Proceedings of the 2016 ACM International Joint Conference on Pervasive, Ubiquitous Computing: Adjunct*, 1101–1105.
- Alcalá-Fdez, J. A. (2016). A survey of fuzzy systems software Taxonomy, current research trends, and prospects. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 24(1), 40-56.

- Amendola, S. L. (2014). RFID technology for IoT-based personal healthcare in smart spaces. *IEEE Internet of Things J.* 1(2), 144–152.
- American College of Sports Medicine. (2013). ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription. *Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia, PA, USA.*
- Anari, L., Ghanbari-Firoozabadi, M., Ansari, Z., Emami, M., Nasab, M., Nemaiande, M., . . . Neishaboury, M. (2015). Effect of cardiac rehabilitation program on heart rate recovery in coronary heart disease. *J. Tehran Univ. Heart Cent.* 10, 176–181.
- Archenaa, J. A. (2016). Interactive Big Data management in healthcare using Spark. *In: Vijayakumar, V., Neelananarayanan, V. (eds.) ISBCC 2016. SIST, vol. 49, Springer, Cham, 265–272.*
- Ashman, J. (2013). Multiple chronic conditions among US adults who visited physician offices: data from the National Ambulatory Medical Care Survey, 2009. *Preventing Chronic Dis.* 10.
- Assink, M. (2006). Inhibitors of disruptive innovation capability: a conceptual model. *EurJ. Innov. Manag.* 9(2), 215–233.
- Atzori, L. I. (2010). The Internet of Things: a survey. *Comput. Netw* 54(15), 2787–2805.
- Avila, A., Goetschalckx, K., Vanhees, L., & Cornelissen, V. (2014). A randomized controlled study comparing home-based training with telemonitoring guidance versus center-based training in patients with coronary heart disease: Rationale and design of the tele-rehabilitation in coronary heart disease (TRiCH) Study. *J. Clin. Trials* 4, 1–5.

- Baig, M. a. (2013). Smart health monitoring systems: An overview of design and modeling. *Journal of Medical Systems*, 10.1007/s10916-012-9898-z.
- Balady, G. a. (2011). Referral, enrollment, and delivery of cardiac rehabilitation/secondary prevention programs at clinical centers and beyond: A presidential advisory from the american heart association. *Circulation*, (2951-2960) 10.1161/CIR.0b013e31823b21e2.
- Balan, R. S. (2003). Tactics-based remote execution for mobile computing. *In: Proceedings of the 1st International Conference on Mobile Systems, Applications and Services, ACM*, 273–286.
- Baños, O., Galvez, J., Damas, M., Pomares, H., & Rojas, I. (2014). Window size impact in human activity recognition. *Sensors* 14, 6474–6499.
- Bates, D. S.-M. (2014). Big data in health care: using analytics to identify and manage high-risk and high-cost patients. *Health Aff.* 33(7), 1123–1131.
- Bellavista, P. C. (2012). A survey of context data distribution for mobile ubiquitous systems. *ACM Comput. Surv. (CSUR)* 44(4), 24.
- Beratarrechea, A. L. (2014). The impact of mobile health interventions on chronic disease outcomes in developing countries: a systematic review. *Telemed. e-Health* 20(1), 75–82.
- Binder, R., Wonisch, M., Corra, U., Cohen-Solal, A., Vanhees, L., Saner, H., & Schmid, J. (2008). Methodological approach to the first and second lactate threshold in incremental cardiopulmonary exercise testing. *Eur. J. Cardiovasc. Prev. Rehabil.* 15, 726–734.

- Bonis, P. (2016). Clinical decision support technology: saving lives. *Clin. Serv. J.*
- Borgia, E. (2014). The internet of things vision: key features, applications and open issues,. *Computer Communications*, vol. 54, 1–31.
- Bower, J. C. (1995). Disruptive technologies: catching the wave. *Harvard Business Review Video*, 506–520.
- Braig, S. a. (2011). The impact of social status inconsistency on cardiovascular risk factors, myocardial infarction and stroke in the EPIC-Heidelberg cohort. *BMC Public Health*, 10.1186/1471-2458-11-104.
- Branger, J. P. (2014). From automated home to sustainable, healthy and manufacturing home: a new story enabled by the Internet-of-Things and Industry 4.0. *J. Manag. Anal.* 2(4), 314–332.
- Butte, N., Ekelund, U., & Westerterp, K. (2012). Assessing physical activity using wearable monitors: Measures of physical activity. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 44 (Suppl. S1), S5–S12.
- C. C. Oliveira, R. D. (2016). A Fuzzy Logic Approach for a Wearable Cardiovascular and Aortic Monitoring System. In. *ICT Innovations 2015*, Springer, Cham, 265–274.
- Cano De La Cuerda, R. a. (2012). Cardiac rehabilitation programs and health-related quality of life. State of the art [Programas de rehabilitación cardiaca y calidad de vida relacionada con la salud. Situación actual]. *Revista Espanola de Cardiologia*, (72-79) 10.1016/j.recesp.2011.07.016.

- Case, M., Burwick, H., Volpp, K., & Patel, M. (2015). Accuracy of smartphone applications and wearable devices for tracking physical activity data. *JAMA* 313, 625–626.
- Castelnuovo, G. a. (2014). Obesity and outpatient rehabilitation using mobile technologies: The potential mHealth approach. *Frontiers in Psychology*, 10.3389/fpsyg.2014.00559.
- Castelnuovo, G. M. (2014). Obesity and outpatient rehabilitation using mobile technologies: the potential mHealth approach. *Front. Psychol.* 5, 559.
- Ceballos, D. L. (2019). TELEMEDICINA Y e-SALUD (e-HEALTH). *Módulo II. MÁSTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA*. Universidad Internacional de Valencia.
- Chang, C.-Y. L. (2012). Towards pervasive physical rehabilitation using Microsoft Kinect. *In: 2012 6th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth) and Workshops, IEEE*, 159–162.
- Chen, L. H. (2015). Intelligent file transfer for smart handheld devices based on mobile cloud computing. *Int. J. Commun. Syst.* 30(1).
- Chen, M. M. (2016). Smart clothing: connecting human with clouds and big data for sustainable health monitoring. *Mob. Netw. Appl.* 21(5), 825–845.
- Chesbrough, H. (2013). *Open Business Models: How to Thrive in the New Innovation Landscape*. Harvard Business Press, Cambridge.

- Chiauzzi, E., Rodarte, C., & DasMahapatra, P. (2015). Patient-centered activity monitoring in the self-management of chronic health conditions. *BMC Med.* 13, 77.
- Christensen, C. (2013). The Innovator's Dilemma: When New Technologies Cause Great Firms to Fail. *Harvard Business Review Press, Boston*.
- Christensen, C. H. (2008). Disrupting Class: How Disruptive Innovation will Change the Way the World Learns. *vol. 98. McGraw-Hill New York*.
- Chudnow, A. (2013). Basis Wristband Make Its Debut. *The Wired Self, Living in a Wired World*, published in Health. <http://thewiredself.com/health/basis-wrist-band-make-its-debut/>.
- Compton, M. B.-C. (2012). The SSN ontology of the W3C semantic sensor network incubator group. *Web Semant. Sci. Serv. Agents World Wide Web* 17,, 25–32.
- Custodio, V. H. (2012). A review on architectures and communications technologies for wearable health-monitoring systems. *Sensors* 12(10), 13907–13946.
- D. Gil, A. F.-M. (2016). Internet of things: a review of surveys based on context aware intelligent services,. *Sensors*, *vol. 16*, *no. 7*, article 1069.
- Detyniecki, M. (2001). Fundamentals on aggregation operators. *PhD Tesis [Ph.D. thesis], University of California, Berkeley*.
- Dias, D. &. (2018). Wearable health devices - vital sing monitoring, system and tecnologies. *Sensors* 18(8), 2414.
- Dicianno, B. P. (2015). Perspectives on the evolution of mobile (mHealth) technologies and application to rehabilitation. *Phys. Ther.* 95(3), 397–405.

- Dionisi, A. a. (2016). Autonomous Wearable System for Vital Signs Measurement With Energy-Harvesting Module. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, (1423-1434) 10.1109/TIM.2016.2519779.
- Dong, W., & Wong, F. (1987). Fuzzy weighted averages and implementation of the extension principle. *Fuzzy Sets Syst.* 21, 183–199.
- E. Kim, S. H. (2015). Analyzing activity recognition uncertainties in smart home environments,. *ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology*, vol. 6, no. 4.
- Emmanouilidis, C. K. (2013). Mobile guides: taxonomy of architectures, context awareness, technologies and applications. *J. Netw. Comput. Appl.* 36(1), 103–125.
- Espinilla, M., Liu, J., & Garcia-Chamizo, J. (2017). Recent Advancements in Ubiquitous Computing. *J. Ambient Intell. Humaniz. Comput*, 8, 467–468.
- Europe, M. (2013). The European Medical Technology Industry in Figures. *MedTech Europe, Brussels*.
- Europe, M. (2013). The European Medical Technology Industry in Figures. *MedTech Europe, Brussels*.
- F. Lilik, S. N. (2018). Improved Method for Predicting the Performance of the Physical Links in Telecommunications Access Networks. *Complexity*, vol. 2018, Article ID 3685927, 14.
- Fernández-Alemán, J. S. (2013). Security and privacy in electronic health records: a systematic literature review. *J. Biomed. Inform.* 46(3), 541–562.
- Franz, N. C. (2012). Time for disruptive innovation. *J. Extension* 50(2), 2COM1.

- Free, C. a. (2013). The Effectiveness of Mobile-Health Technology-Based Health Behaviour Change or Disease Management Interventions for Health Care Consumers: A Systematic Review. *PLoS Medicine*, 10.1371/journal.pmed.1001362.
- Free, C. P. (2013). The effectiveness of mobile-health technologies to improve health care service delivery processes: a systematic review and meta-analysis. *PLoS Med.* 10(1), e1001363.
- Friess, P. (2013). Internet of Things: Converging Technologies for Smart Environments and Integrated Ecosystems. *River Publishers, Denmark*.
- Garcia Lopez, P. M. (2015). Edge-centric computing: vision and challenges. *ACM SIGCOMM Comput. Commun. Rev.* 45(5), 37–42.
- García-Porrero, E. a.-E.-Z.-L. (2010). Preventive cardiology and cardiac rehabilitation [Cardiología preventiva y rehabilitación]. *Revista Espanola de Cardiologia*, (40-48) 10.1016/S0300-8932(10)70139-1.
- Garrety, K. M. (2014). Disruptive innovation in health care: business models, moral orders and electronic records. *Soc. Policy Soc.* 13(04), 579–592.
- Gouaux, F., Simon-Chautemps, L., Fayn, J., Adami, S., Arzi, M., Assanelli, D., . . . Placide, J. (2002). Ambient intelligence and pervasive systems for the monitoring of citizens at cardiac risk: New solutions from the EPI-MEDICS project. *In Proceedings of the IEEE Computers in Cardiology, Memphis, TN, USA, 22–25*, 289–292.
- Haefner, K. (2011). Evolution of Information Processing Systems: An Interdisciplinary Approach for a New Understanding of

- Nature and Society. *Springer Publishing Company Incorporated, Heidelberg.*
- Harbers, M. A. (2012). Information, Indicators and Data on the Prevalence of Chronic Diseases in the European Union. *RIVM, Bilthoven.*
- Henning, M. (2004). A new approach to object-oriented middleware. *IEEE Internet Comput.* 8(1), 66–75.
- Herrera, F. a. (2000). A 2-tuple fuzzy linguistic representation model for computing with words. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, (746-752) 10.1109/91.890332.
- Holldobler, S., Khang, T., & Storr, H. (2002). A fuzzy description logic with hedges as concept modifiers. *In Proceedings of the Third International Conference on Intelligent Technologies and Third Vietnam-Japan Symposium on Fuzzy Systems and Applications (InTech/VJFuzzy), Hanoi, Vietnam, 3–5, 25–34.*
- Horton, J., Stergiou, P., Fung, T., & Katz, L. (2017). Comparison of Polar M600 Optical Heart Rate and Ecg Heart Rate during Exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 49 , 2600–2607.
- I. Kholod, I. P. (2016). Data Mining for the Internet of Things with Fog Nodes. *Internet of Things, Smart Spaces, and Next Generation Networks and Systems, vol. 9870 of Lecture Notes in Computer Science. Springer International Publishing, 25–36.*
- I.lancu. (2012). A Mamdani type fuzzy logic controller. *InTech, Teories and Applications.*
- J. F. Horton, P. S. (2017). Comparison of Polar M600 Optical Heart Rate and ECG Heart Rate during Exercise. *Medicine & Science in Sports & Exercise, vol. 49, no. 12, 2600–2607.*

- J. Kacprzyk, S. Z. (2005). Linguistic database summaries and their protoforms: towards natural language based knowledge discovery tools. *Information Sciences*, vol. 173, no. 4, 281–304.
- J. Kacprzyk, S. Z. (2013). Comprehensiveness of linguistic data summaries: A crucial role of protoforms. *Studies in Computational Intelligence*, vol. 445, 207–221.
- J. Medina Quero, M. A. (2018). Predicting the Urgency Demand of COPD Patients From Environmental Sensors Within Smart Cities With High-Environmental Sensitivity. *IEEE Access*, vol. 6, 25081–25089.
- J. Medina Quero, M. R. (2017). Real-time monitoring in home-based cardiac rehabilitation using wrist-worn heart rate devices. *Sensors*, vol. 17, no. 12, 2892.
- J. Medina, L. M. (2017). Subscribing to fuzzy temporal aggregation of heterogeneous sensor streams in real-time distributed environments. *International Journal of Communication Systems*, vol. 30, no. 5, e3238.
- J. Medina, M. E. (2016). Real-Time Fuzzy Linguistic Analysis of Anomalies from Medical Monitoring Devices on Data Streams. *Proceedings of the 10th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Cancun, Mexico*, 300–303.
- J. Medina, M. E.-F. (2018). Intelligent multi-dose medication controller for fever: From wearable devices to remote dispensers. *Computers Electrical Engineering*, vol. 65, 400–412.
- Jano. (2014). El portal de referencia de la medicina en lengua española. *ELSEVIER*.

- Jin, Z. C. (2015). Telemedicine in the Cloud Era: prospects and challenges. *IEEE Pervasive Comput.* 14(1), 54–61.
- Kahn, J. (2015). Virtual visits - confronting the challenges of telemedicine. *N. Engl. J. Med.* 372(18), 1684–1685.
- Kaldoudi, E. D. (2016). An ontology based scheme for formal care plan meta-description. In: Kyriacou, E., Christofides, S., Pattichis, C.S. (eds.) *XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016. IP*, vol. 57, Springer, Cham, 785–790.
- Kamei, T. (2013). Information and communication technology for home care in the future. *Jpn. J. Nurs. Sci.* 10(2), 154–161.
- Kerre, E., & De Cock, M. (1999). Linguistic modifiers: An overview. *Fuzzy Log. Soft Comput.* 9, 69–85.
- Kifer, D. B.-D. (2004). Detecting change in data streams. In: *Proceedings of the Thirtieth International Conference on Very Large Data Bases*, vol. 30, VLDB Endowment, 180–191.
- Kitsiou, S., Thomas, M., Marai, G., Maglaveras, N., Kondos, G., Arena, R., & Gerber, B. (2017). Development of an innovative mHealth platform for remote physical activity monitoring and health coaching of cardiac rehabilitation patients. In *Proceedings of the 2017 IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)*, Orlando, FL, USA, 16–19, 133–136.
- Kopetz, H. (2011). Internet of Things. In: *Real-time systems*. Springer, New York, 307–323.
- Kortuem, G. K. (2010). Smart objects as building blocks for the Internet of Things. *IEEE Internet Comput.* 14(1), 44–51.

- Koshy, A. S. (2018). Smart watches for heart rate assessment in atrial arrhythmias. *International Journal of Cardiology*, 266, 124-127. doi:10.1016/j.ijcard.2018.02.073
- Kraal, J. a.-V. (2013). Effects and costs of home-based training with telemonitoring guidance in low to moderate risk patients entering cardiac rehabilitation: The FIT@Home study. *BMC Cardiovascular Disorders*, 10.1186/1471-2261-13-82.
- Krupinski, E., & Bernard, J. (2014). Standards and guidelines in telemedicine and telehealth. *Healthcare* 2, 74–93.
- Ku, W. C. (2011). The cloud-based sensor data warehouse. In: *Proceedings of ISGC 2011 & OGF 31, vol. 75*.
- Kuo, M. S. (2014). Health big data analytics: current perspectives, challenges and potential solutions. *Int. J. Big Data Intell.* 1(1–2), 114–126.
- Lane, N. M. (2010). A survey of mobile phone sensing. *IEEE Commun. Mag.* 48(9), 140–150.
- Lara, O. L. (2013). A survey on human activity recognition using wearable sensors. *IEEE Commun. Surv. Tutorials* 15(3), 1192–1209.
- Lee, E., Lee, J., Joo, M., Kim, J., & Noh, S. (2017). Accuracy of Heart Rate Measurement Using Smartphones During Treadmill Exercise in Male Patients with Ischemic Heart Disease. *Ann. Rehabil. Med.* 41, 129–137.
- Lewis, P. D. (2009). Prevalence, incidence and nature of prescribing errors in hospital inpatients. *Drug Saf.* 32(5), 379–389.
- Lisby, M. N. (2005). Errors in the medication process: frequency, type, and potential clinical consequences. *Int. J. Qual. Health Care* 17(1), 15–22.

- Liu, G. (1998). Distributing network services and resources in a mobile communications network. *U.S. Patent No. 5,825,759. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.*
- Lokkerbol, J. A. (2014). Improving the cost-effectiveness of a healthcare system for depressive disorders by implementing telemedicine: a health economic modeling study. *Am. J. Geriatr. Psychiatry* 22(3), 253–262.
- López, G. a. (2010). LOBIN: E-textile and wireless-sensor-network-based platform for healthcare monitoring in future hospital environments. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, (1446-1458) 10.1109/TITB.2010.2058812.
- Lotfi, A. L. (2012). Smart homes for the elderly dementia sufferers: identification and prediction of abnormal behaviour. *J. Ambient Intell. Humanized Comput.* 3(3), 205–218.
- Lymberis, A. a. (2007). Advanced wearable health systems and applications - Research and development efforts in the European union. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, (29-33) 10.1109/MEMB.2007.364926.
- Lymberis, A. D. (2007). Advanced wearable health systems and applications research and development efforts in the European Union. *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* 26(3), 29–33.
- M. Espinilla, J. M., & J. Liu, L. M. (2017). Optimizing the configuration of an heterogeneous architecture of sensors for activity recognition, using the extended belief rule-based inference methodology. *Microprocessors and Microsystems*, vol. 52, 381–390.

- M. Espinilla, J. M.-L.-F. (2017). Fuzzy Intelligent System for Patients with Preeclampsia in Wearable Devices. *Mobile Information Systems*, vol. 2017, Article ID 7838464, 10.
- MA López-Medina, M. E. (01 de 01 de 2020). Fuzzy cloud-fog computing approach application for human activity recognition in smart homes. *Journal of Intelligent & Fuzzy Systems*, Volume 38, 38, 709-721.
- Makris, P. S. (2013). A survey on context-aware mobile and wireless networking: on networking and computing environments integration. *IEEE Commun. Surv. Tutorials* 15(1), 362–386.
- Malvey, D. S. (2014). *mHealth: Transforming Healthcare*. Springer, New York.
- Marie, P. D. (2014). Extending ambient intelligence to the Internet of Things: new challenges for QoC management. In: *Hervás, R., Lee, S., Nugent, C., Bravo, J. (eds.) UCAMI 2014. LNCS, vol. 8867, Springer, Cham* , 224–231.
- Martínez, L. a. (2010). Computing with words in decision support systems: An overview on models and applications. *International Journal of Computational Intelligence Systems*, 382-395.
- Martínez-Pérez, B. D.-D.-C. (2013). Mobile health applications for the most prevalent conditions by the World Health Organization: review and analysis. *J. Med. Internet Res.* 15(6), e120.
- Medina, J., Espinilla, M., & Nugent, C. (2016). Real-time fuzzy linguistic analysis of anomalies from medical monitoring devices on data streams. In *Proceedings of the 10th EAI International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare, Cancun, Mexico; ICST*

(Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering): Brussels, Belgium, 2.

- Medina, J., Martinez, L., & Espinilla, M. (2017). Subscribing to fuzzy temporal aggregation of heterogeneous sensor streams in real—Time distributed environments. *Int. J. Commun. Syst.*, 30.
- Meier, R. (2012). Professional Android 4 Application Development. *John Wiley & Sons, Ltd.: Hoboken, NJ, USA.*
- Mendel, J. (2007). Computing with words: Zadeh, turing, popper and occam. *IEEE Computational Intelligence Magazine*, (10-17) 10.1109/MCI.2007.9066897.
- Murdoch, T. a. (2013). The inevitable application of big data to health care. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, (1351-1352) 10.1001/jama.2013.393.
- Murdoch, T. D. (2013). The inevitable application of Big Data to health care. *JAMA* 309(13), 1351–1352.
- Neuhaus, H. C. (2009). The semantic sensor network ontology. *In: AGILE Workshop on Challenges in Geospatial Data Harmonisation, Hannover, Germany,, 1–33.*
- Ni, J. M. (2019). Modeling heart rate and activity data for personalized fitness recommendation. *The Web Conference 2019 - Proceedings of the World Wide Web Conference, WWW 2019*, (pp. 1343-1353). doi:10.1145/3308558.3313643
- Nugent, C. F. (2007). homeML – an open standard for the exchange of data within smart environments. *In: Okadome, T., Yamazaki, T., Makhtari, M. (eds.) ICOST 2007. LNCS, vol. 4541, Springer, Heidelberg, 121–129.*

- Obermeyer, Z. E. (2016). Predicting the future - Big Data, machine learning, and clinical medicine. *N. Engl. J. Med.* 375(13), 1216–1219.
- Oliveira, C. a. (2015). A fuzzy logic approach for a wearable cardiovascular and aortic monitoring system. *Advances in Intelligent Systems and Computing*, (265-274) 10.1007/978.3.319.25733.4.27.
- Pablo-Zarzosa, C. a.-M. (2011). Prevention and Rehabilitation in Cardiovascular Disease: The Role of Primary Care [Prevención y rehabilitación de la enfermedad cardiovascular: Papel de la asistencia primaria]. *Revista Espanola de Cardiologia Suplementos*, (23-29) 10.1016/S1131-3587(11)15005-0.
- Paez, D., de Buenaga Rodríguez, M., Sáenz, E., Villalba, M., & Gil, R. (2015). Big data processing using wearable devices for wellbeing and healthy activities promotion. *In Proceedings of the International Workshop on Ambient Assisted Living, Puerto Varas, Chile; Springer: Cham, Switzerland*, 196–205.
- Pantelopoulos, A. B. (2010). A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis. *IEEE Trans. Syst. Man Cybern. Appl. Rev.* 40(1), 1–12.
- Patel, M. A. (2015). Wearable devices as facilitators, not drivers, of health behavior change. *JAMA* 313(5), 459–460.
- Pei, Z. D. (2008). Application-oriented wireless sensor network communication protocols, hardware platforms: a survey. *In: IEEE International Conference on Industrial Technology, ICIT, IEEE*, 1–6.
- Perera, C. Z. (2014). Context aware computing for the Internet of Things: a survey. *IEEE Commun. Surv. Tutorials* 16(1), 414–454.

- Pérez Trenard, D. D. (2018). Mediciones e instrumentación médica. *Módulo Fundamentos de ingeniería en biomedicina*. Universidad Internacional de Valencia.
- Price, K., Gordon, B., Bird, S., & Benson, A. (2016). A review of guidelines for cardiac rehabilitation exercise programmes: Is there an international consensus? *Eur. J. Prev. Cardiol.* 23 , 1715–1733.
- R. Mesiar, M. K. (1997). Aggregation operators. *Proceeding of the XI. Conference on applied Mathematics PRIM, D. Herceg and K. Surla, Eds., Univ. Novi Sad, Novi Sad*, 193–211.
- R.R.Yager. (1991). On linguistic summaries of data. *Linguistic summaries of data*, 347–363.
- Raghupathi, W. R. (2014). Big data analytics in healthcare: promise and potential. *Health Inf. Sci. Syst.* 2(1), 1.
- Rawstorn, J., Gant, N., Meads, A., Warren, I., & Maddison, R. (2016). Remotely delivered exercise-based cardiac rehabilitation: Design and content development of a novel mHealth platform. *JMIR mHealth uHealth* 4, e57.
- R-EURCa. (2014). Registro R-EURCa. *Congreso de las Enfermedades Cardiovasculares. Santiago de Compostela. Sociedad Española de Cardiología*.
- Rong, C. N. (2013). Beyond lightning: a survey on security challenges in cloud computing. *Comput. Electr. Eng.* 39(1), 47–54.
- S. Martínez-Municio, L. R.-B.-H.-M.-L.-B. (2018). Modelado lingüístico y síntesis de series temporales heterogéneas de consumo energético. *Springer, Granada*.

- Sajeev, J. K. (2019). Wearable devices for cardiac arrhythmia detection: a new contender? *Internal Medicine Journal*, 49 (5), 570-573.
- Salehi, A. (2010). Design and implementation of an efficient data stream processing system. *Doctoral dissertation, cole Polytechnique Fdrale de Lausanne*.
- Satyanarayanan, M. (2001). Pervasive computing: vision and challenges. *IEEE Pers. Commun.* 8(4), 10–17.
- Schwamm, L. (2014). Telehealth: seven strategies to successfully implement disruptive technology and transform health care. *Health Aff.* 33(2), 200–206.
- Shcherbina, A., Mattsson, C., Waggott, D., Salisbury, H., Christle, J., Hastie, T., . . . Ashley, E. (2017). Accuracy in wrist-worn, sensor-based measurements of heart rate and energy expenditure in a diverse cohort. *J. Personalized Med.* 7, 3.
- Shrestha, N. A. (2016). Enhanced e-health framework for security and privacy in healthcare system. *In: 2016 Sixth International Conference on Digital Information Processing and Communications (ICDIPC), IEEE*, 75–79.
- Silva, B. R.-C. (2015). Mobile-health: a review of current state in 2015. *J. Biomed. Inform.* 56, 265–272.
- Smith, A., Owen, H., & Reynolds, K. (2013). Heart rate variability indices for very short-term (30 beat) analysis. Part 2: Validation. *J. Clin. Monit. Comput.* 27, 577–585.
- Smith, S. a.-J. (2011). AHA/ACCF secondary prevention and risk reduction therapy for patients with coronary and other atherosclerotic vascular disease: 2011 update: A guideline from the American Heart Association and American College

- of Cardiology Foundation. *Circulation*, (2458-2473) 10.1161/CIR.0b013e318235eb4d.
- Steinbrook, R. (2008). Personally controlled online health data - The next big thing in medical care? *New England Journal of Medicine*, (1653-1656) 10.1056/NEJMp0801736.
- Steinhubl, S. M. (2015). The emerging field of mobile health. *Sci. Transl. Med.* 7(283), 283rv3.
- Szydlo, T. K. (2016). Mobile and wearable devices in an open and universal system for remote patient monitoring. *Microprocess. Microsyst.* 46, 44–54.
- Taylor, R. a. (2010). Home-based versus centre-based cardiac rehabilitation. *Cochrane database of systematic reviews (Online)*, CD007130.
- Taylor, R., Dalal, H., Jolly, K., Zawada, A., Dean, S., Cowie, A., & Norton, R. (2015). Home—Based versus Centre—Based Cardiac Rehabilitation. *The Cochrane Library: London, UK*.
- United Nations, D. o. (2013). Population Division: World Population Ageing. *ST/ESA/SER.A/348*.
- Van Hoof, J. W. (2012). Ambient assisted living and care in The Netherlands: the voice of the user. In: *Pervasive and Ubiquitous Technology Innovations for Ambient Intelligence, Environments*, vol. 205.
- Varshney, U. (2007). Pervasive healthcare and wireless health monitoring. *Mob. Netw. Appl.* 12(2–3), 113–127.
- Vasquez, A. H. (2015). Using NFC technology for monitoring patients and identification health services. In: *Braidot, A., Hadad, A. (eds.) CLAIB 2014. IFMBE Proceedings*, vol. 49, Springer, Cham, 805–808.

- Veazie, P. (2006). An individual-based framework for the study of medical error. *Int. J. Qual. Health Care* 18(4), 314–319.
- Verissimo, P. R. (2012). Distributed Systems for System Architects, vol. 1. *Springer Science & Business Media, New York*.
- Villalonga, C. R. (2016). Ontology-based high-level context inference for human behavior identification. *Sensors* 16(10), 1617.
- Wallen, M. G. (2016). Accuracy of heart rate watches: Implications for weight management. *PLoS ONE*, 11, art. no. e0154420, 5.
- Wantland, D. P. (2004). The effectiveness of Web-based vs. non-Web-based interventions: a meta-analysis of behavioral change outcomes. *J. Med. Internet Res.* 6(4), e40.
- Weichhart, G. M. (2015). Challenges and current developments for sensing, smart and sustainable enterprise systems. *Comput. Ind.* 79, 34–46.
- Weinstein, R. L. (2014). Telemedicine, telehealth, and mobile health applications that work: opportunities and barriers. *Am. J. Med.* 127(3), 183–187.
- Weiser, M. (1991). The computer for the 21st century. *Sci. Am.* 265(3), 94–104.
- Weiser, M. (1991). The computer for the 21st century. *Scientific american*, 265(3),94-104.
- WHA 58.28, A. (7 de abril de 2005). *Asamblea de la Organización Mundial de la Salud*. Obtido de Informe de la Secretaría: http://apps.who.int/gb/archive/pdf_files/WHA58/A58_21-sp.pdf

- Wong, W. M. (1987). Fuzzy weighted averages and implementation of the extension principle. *Fuzzy Sets and Systems*, vol. 21, no. 2, 183–199.
- World Health Organization. (1993). Needs and action priorities in cardiac rehabilitation and secondary prevention in patients with CHD. *New England Journal of Medicine*.
- Worringham, C. a. (2011). Development and feasibility of a smartphone, ECG and GPS based system for remotely monitoring exercise in cardiac rehabilitation. *PLoS ONE*, 10.1371/journal.pone.0014669.
- Xu, H. C. (2016). Towards a commodity solution for the Internet of Things. *Comput. Electr. Eng.* 52, 138–156.
- Y. Fan, K. X. (2018). Fuzzy Adaptation Algorithms' Control for Robot Manipulators with Uncertainty Modelling Errors. *Complexity*, vol. 2018, Article ID 5468090, 8.
- Y. Sun, M. H. (2018). A Time-dependent fuzzy programming approach for the green multimodal routing problem with rail service capacity uncertainty and road traffic congestion. *Complexity*, vol. 2018, Article ID 8645793, 22.
- Yadav, S. C. (2016). An overview of a pervasive and personalized smart health-care system using IoT. *Int. Educ. Res. J.* 2(11).
- Yin, J. T. (2014). Human activity recognition based on multiple order temporal information. *Comput. Electr. Eng.* 40(5), 1538–1551.
- Yu, H. W. (2012). Research and implementation of massive health care data management and analysis based on Hadoop. *In: 2012 Fourth International Conference on Computational and Information Sciences (ICCIS), IEEE*, 514–517.
- Zadeh, L. (1965). Fuzzy sets. *Inf. Control* 8, 338–353.

- Zadeh, L. (1975). The concept of a linguistic variable and its application to approximate reasoning-I. *Information Sciences*, (199-249) 10.1016/0020-0255(75)90036-5.
- Zadeh, L. (1996). Fuzzy logic = computing with words. *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, (103-111) 10.1109/91.493904.
- Zadeh, L. (2006). Generalized theory of uncertainty (GTU)—principal concepts and ideas. *Computational Statistics & Data Analysis*, vol. 51, no. 1, 15–46.
- Zadeh, L. (June 2002). A prototype-centered approach to adding deduction capability to search engines - The concept of protoform. *Proceedings of the Annual Meeting of the North American Fuzzy Information Processing Society, NAFIPS-FLINT 2002, USA*, 523–525.
- Zelkha, E. E. (1998). From devices to ambient intelligence. In: *Digital Living Room Conference*, vol. 6.