

**UNIVERSITAT
JAUME I**

Máster en sistemas Inteligentes

Departamento de Ingeniería y Ciencias de los Computadores

SIU043 - Trabajo Fin de Máster

Desamparados Tirado Bou

Biosensores para la rehabilitación

Directores: Raúl Marín (Jaume I University)
Jose Vte. Martí (Jaume I University)

Castellón de la Plana (Spain)

Octubre 2018

Agradecimientos

El presente trabajo está soportado por la Universidad Jaume I, en colaboración con la Sección de Reumatología del Hospital General de Castellón, a través del Departamento de Ingeniería y Ciencia de los Computadores, grupo de investigación en robótica IRSLab (www.irs.uji.es).

Quiero agradecer a mi tutor Raúl Marín, su disponibilidad, ideas y ánimos que me ha dado durante toda mi formación en este Máster.

Agradezco enormemente al Doctor Miguel Angel Belmonte Serrano, Jefe de Sección de Reumatología del Hospital General de Castellón, su tiempo y consejos para poder crear el primer prototipo para ayudar en el diagnóstico de los pacientes con artritis reumatoide.

I am very grateful to my parents, Amparo and Vicente, who did a great effort for providing me with a higher education degree. And finally, last but not least, I would like to express my greatest gratitude to my daughter Virginia, who has been close to me from the very beginning.

Resumen

El presente estudio tiene como objetivo obtener un dispositivo que permita mejorar el seguimiento y control de los pacientes con enfermedades inflamatorias como artritis reumatoide (AR), artritis psoriásica (APs) y espondilitis anquilosante (EA).

Actualmente este seguimiento se realiza a través de cuestionarios que los propios pacientes deben autocompletar previamente a las visitas con el especialista. Estos formularios aportan información insuficiente, ya que es totalmente subjetiva y depende del estado del paciente en el momento de realizar el cuestionario. Los médicos especialistas consideran que sería una gran ayuda disponer de algún mecanismo no invasivo, que pudiera ayudar a estudiar la evolución del paciente entre sesiones de consulta.

Para ello se ha realizado un estudio de los biosensores que se están desarrollando actualmente para ver cuál es el que puede proporcionar una información extra para poder realizar un seguimiento más exhaustivo de la evolución de los pacientes.

Queremos que sea un dispositivo de fácil utilización y uso, ya que está orientado principalmente a personas mayores, que comienzan a presentar problemas de movilidad.

Palabras clave: *biosensores, Leap Motion, biométrica, rehabilitación.*

índice

Agradecimientos	I
Resumen	III
Acrónimos	XI
1. Introducción	1
1.1. Introducción	1
1.2. Objetivos y Motivación	3
1.3. Escenario	7
1.4. Estado del arte	7
1.4.1. Sensores	8
Características biológicas	8
Características físicas	15
1.4.2. Exoesqueleto	20
Exoesqueleto 3D	26
1.5. Productos comerciales	28
1.5.1. Simband modular health band	28
1.5.2. Empatica E4 Wristband	30
1.5.3. Ez430-Chronos	31
1.5.4. Sony SmartWatch3 . SW3	36
1.5.5. Leap Motion	36
1.6. Comparativa	37
1.7. Herramientas Auxiliares	38
1.7.1. Diseño prototipo	38
1.7.2. Desarrollo software	41

1.7.3. Recursos	43
2. Ez-Chronos	45
2.1. Estudio plataforma Ez-Chronos	45
2.1.1. Análisis del dispositivo	45
2.2. Obtención de datos	47
2.2.1. Resultados	48
3. Plataforma de estudio y recogida datos Leap Motion	49
3.1. ¿Porqué Leap Motion?	49
3.2. Descripción dispositivo Leap Motion	49
3.3. API Leap Motion	52
3.3.1. API Leap Componentes	52
3.4. Plugins Leap Motion	56
4. Prototipo	59
4.1. Diseño Prototipo	59
4.2. Funcionamiento	59
5. Conclusiones y trabajo futuro	65
A. Publicaciones	67

Índice de figuras

1.1. Versión española del cuestionario BASDAI (índice de actividad en espondilitis anquilosante), figura adaptada de cuestionario BASDAI	4
1.2. "área de Rehabilitación. Hospital General de Castellón."	6
1.3. " Estructura ultra-sensible resistente al agua. Figura adaptada de [Che+15]"	8
1.4. " UHF RFID Temperature Sensor Assisted With Body-Heat Dissipation Energy Harvesting. Figura adaptada de [Jau+17]"	9
1.5. "Proceso de fabricación del sensor PTC. Figura adaptada de [Nak+16]"	11
1.6. "TEG integrado en equipamiento deportivo. Figura adaptada de [Den+17]"	11
1.7. "The scheme of the textronics system for protecting elders. Figura adaptada de [FT16]"	12
1.8. "Body Sensor Network for Mobile Health Monitoring. Figura adaptada de [WM15]"	13
1.9. "Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices. Figura adaptada de [Kha+16]"	14
1.10. "Human–Exoskeleton Interface Utilizing Electromyography. Figura adaptada de [FH08]"	15
1.11. "Final integrated FEH system prototype. Figura adaptada de [Mau+06]"	16
1.12. "Termómetro RFID epidérmico. Figura adaptada de [Amendola'2016]"	17
1.13. "Final integrated FEH system prototype. Figura adaptada de [Toh+14]"	17
1.14. "BioStampRC a novel wireless, skin-mounted conformal inertial sensor. Figura adaptada de [Moo+17]"	18
1.15. "Batteryless 19 W MICS/ISM-Band Energy Harvesting Body Sensor Node SoC for ExG Applications. Figura adaptada de [Zha+13]"	19
1.16. "Detalle de sensor de fuerza sobre dedo y elementos que lo componen. Figura adaptada de [JA+17]"	19

1.17."Hand of Hope (HOH),exoesqueleto de mano. Rehab-Robotics. Figura adaptada de Rehab-Robotics."	21
1.18." Dispositivo de apoyo de la rehabilitación del miembro superior,Gloreha. Figura adaptada de [Van+17]"	21
1.19." Ejemplo de exoesqueletos de mano para rehabilitación. Figura adaptada de [Heo+12]"	22
1.20."Diagrama XoSoft. Figura adaptada de [Pow+16]"	23
1.21."Guante GyroGlove. Figura adaptada de GyroGlove"	24
1.22."Diseño futuro GyroGlove. Figura adaptada de GyroGlove"	25
1.23."Prototipo Exo-Glove PM. Figura adaptada de [IC15]"	26
1.24."Proceso de personalización Exo-Glove. Figura adaptada de [IC15]"	27
1.25."Diseño CAD y prototipo fabricado del exoesqueleto. Figura adaptada de [DBS14]"	28
1.26."Simband- Diagrama."	29
1.27."Simband- Pantallas."	29
1.28."Simband - diseño."	29
1.29."Simband - Sensores."	30
1.30." Empatica E4 Wristband. Figura adaptada de [Gar+14]"	30
1.31." EZ430-Chronos. Figura adaptada de Ez430-Chronos"	31
1.32." Pruebas del rendimiento de RF del reloj e-Z430-Chronos. Figura adaptada de [Mor+14]"	32
1.33."Ejemplo de posicionamiento de electrodos EMG. Figura adaptada de [Ben+14]"	33
1.34." a) eZ430 Reloj Chronos , b) repetidor y c) Raspberry PI. Figura adaptada de [Rib+14]"	34
1.35."Diagrama de bloques del sistema de monitorización de la salud inalámbrica desarrollado en LabVIEW. Figura adaptada de [Moh+11]"	35
1.36."Sistema de referencia SW3. Figura adaptada de [Vel+17]"	36
1.37."Esquema de interacción general del sistema FiMAN. Figura adaptada de [CBV16]"	37
1.38."Prosthetic Hand. Figura adaptada de https://www.tinkercad.com "	39
1.39." Robotic hand. Figura adaptada de https://www.tinkercad.com "	39
1.40."TinkerCAD 103 Iron Man Glove. Figura adaptada de https://www.tinkercad.com "	39

1.41.	" Conexión muelle amortiguador entre el miembro superior y exosqueleto."	40
1.42.	" eZ430-Chronos Development Tool. Figura adaptada de Ez430-Chronos".	41
1.43.	"Detalle aplicación software, eZ430-Chronos. Figura adaptada de [GM14]"	42
2.1.	" eZ430-Chronos Development Tool. Figura adaptada de Ez430-Chronos".	46
2.2.	" eZ430-Chronos Botones. Figura adaptada de Ez430-Chronos".	46
2.3.	" eZ430-Chronos Data Logger. Figura adaptada de Ez430-Chronos".	47
3.1.	" Sistema de cámaras de Leap-Motion. Figura adaptada de http://blog.showleap.com/2015/04/leap-motion-caracteristicas-tecnicas/ " . . .	50
3.2.	" Sistema de cámaras de Leap-Motion. Figura adaptada de http://blog.showleap.com/2015/04/leap-motion-caracteristicas-tecnicas/ " . . .	50
3.3.	" Esquema ASL RECOGNITION. Figura adaptada de [KB17]"	51
3.4.	" Lenguajes de programación y plataformas de desarrollo. Figura adaptada de https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html "	52
3.5.	" Leap API - Frame http://blog.leapmotion.com/getting-started-leap-motion-sdk/ "	53
3.6.	" Leap API - Componentes Hand. Figura adaptada de https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html "	54
3.7.	" Leap API - Finger object. Figura adaptada de https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html "	55
3.8.	" Bucle de datos."	56
4.1.	" Prueba captura datos usuario 77 años."	60
4.2.	" Área de influencia Leap-Motion. Figura adaptada de https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html "	60
4.3.	" Prototipo captura datos."	61
4.4.	" Datos usuario 77 años, podemos ver 3 tomas de datos donde se indica en el valor del eje X, el número de la prueba, y en los valores del eje Y podemos ver la distancia de cada dedo con el dedo pulgar."	62
4.5.	" Datos usuario 45 años, podemos ver 3 tomas de datos donde se indica en el valor del eje X, el número de la prueba, y en los valores del eje Y podemos ver la distancia de cada dedo con el dedo pulgar."	62
4.6.	" Datos usuario 14 años, podemos ver 3 tomas de datos donde se indica en el valor del eje X, el número de la prueba, y en los valores del eje Y podemos ver la distancia de cada dedo con el dedo pulgar."	63

- 4.7. " Comparativa, en la gráfica podemos ver representados la media de los valores de las mediciones obtenidas en los tres grupos de edad estudiados, en el eje X podemos ver las diferentes agrupaciones por tipo de falange y en el eje de las Y podemos ver el valor medio de la distancia con el pulgar que tomó para cada grupo de edad." 64
- 5.1. " Soft Robotic Glove. Figura adaptada de [Cap+18]" 66

Acrónimos

IP	Protocolo de Internet
IoT	Internet de las Cosas
URI	Identificador de Recursos Uniforme
WSN	Redes de Sensores Inalámbricos
GIS	Sistemas de Información Geoespacial

Capítulo 1

Introducción

1.1. Introducción

Es una realidad que el estado de bienestar ha propiciado nuestra longevidad, pero no solo hemos de aspirar a un larga vida, sino a una vida plena saludable y llena de retos. Por ello es imprescindible llegar a esa plenitud en las mejores condiciones, pero si estas condiciones no pueden llegar a serlo de forma natural, está en nuestra mano como ingenieros, la de ayudar en la medida de lo posible a conseguir este fin.

Existe un gran número de personas mayores con una salud envidiable, pero que presentan alguna limitación física, por ejemplo a la hora de andar o moverse libremente. Esto produce un gran deterioro anímico en la persona y en su entorno.

A medida que envejecemos se van produciendo una serie de cambios que van limitando la movilidad. Las articulaciones se vuelven más rígidas y menos flexibles. El líquido dentro de ellas puede disminuir y el cartílago puede empezar a friccionarse y a erosionarse. Los minerales se pueden depositar en algunas articulaciones y a su alrededor (calcificación), lo cual es común en el hombro.

Las articulaciones de la cadera y de la rodilla pueden comenzar a perder cartílago articular (cambios degenerativos). Las articulaciones de los dedos pierden cartílago y los huesos se adelgazan ligeramente. Los cambios en las articulaciones de los dedos son más comunes en las mujeres y pueden ser hereditarios.

La masa corporal magra disminuye, a causa en parte de la pérdida del tejido muscular (atrofia). La proporción y el grado de los cambios musculares parecen estar determinados genéticamente. Los cambios musculares empiezan, con frecuencia, a los 20 años en los hombres y a los 40 en las mujeres.

La lipofuscina (un pigmento relacionado con la edad) y la grasa se depositan en el tejido

muscular. Las fibras musculares se encogen. El tejido muscular es reemplazado de una manera más lenta y el tejido muscular perdido puede ser reemplazado por tejido fibroso duro. Esto es más notorio en las manos, que pueden aparecer delgadas y huesudas.

Los cambios en el tejido muscular, combinados con los cambios en el sistema nervioso por el envejecimiento normales, hacen que los músculos tengan menos tono y capacidad para contraerse. Los músculos se pueden volver rígidos con la edad y pueden perder tono, incluso con ejercicio regular.

Los movimientos involuntarios (los temblores musculares y los movimientos finos llamados fasciculaciones) son más comunes en los ancianos. Las personas de avanzada edad que permanecen inactivas o inmóviles pueden experimentar debilidad o sensaciones anormales (parestias).

Las articulaciones pueden dañarse por muchos tipos de lesiones o enfermedades. La artritis o el uso continuo por muchos años pueden desgastar la articulación. Esto puede causar dolor, rigidez e inflamación. Con el tiempo una articulación inflamada puede quedar seriamente dañada.

Dentro de las posibles limitaciones físicas podemos encontrar la artritis reumatoide (AR).

La artritis reumatoide (AR) es una enfermedad inflamatoria crónica, de naturaleza autoinmune, caracterizada por la afectación simétrica de múltiples articulaciones y la presentación de diversos síntomas generales inespecíficos y manifestaciones extraarticulares. Librada a su evolución natural y en ausencia de tratamiento adecuado, la enfermedad puede causar, en fases avanzadas, importantes limitaciones físicas, así como un marcado deterioro de la calidad de vida.

Información completa se puede obtener en el Manual SER ¹ de enfermedades reumáticas [Jef14] .

El síntoma inicial más frecuente es la rigidez articular matutina (sobre todo en las articulaciones de manos y pies), que se presenta tras el reposo nocturno y comporta una notable dificultad de movimiento. La rigidez matutina se puede acompañar de cansancio, fiebre, pérdida del apetito y debilidad muscular, un cuadro que a veces aparece semanas o meses antes que el dolor y los signos que denotan inflamación articular, es decir, hinchazón, calor y enrojecimiento en las articulaciones comprometidas.

Durante los brotes sintomáticos, las articulaciones afectadas están hinchadas, tumefactas y calientes, resultan dolorosas y cuesta moverlas, sobre todo tras el reposo nocturno. En ausencia del tratamiento oportuno, estas agudizaciones tienden a ser más frecuentes y duraderas, de manera que las articulaciones afectadas van perdiendo progresivamente

¹SER - <https://www.ser.es/wp-content/uploads/2015/10/Manual-SER.pdf>

la movilidad, a la par que se van produciendo unas deformidades esqueléticas características. Sin tratamiento, lo más habitual es que la AR lleve a un importante deterioro de la funcionalidad y la calidad de vida.

El tratamiento de la AR consiste en una serie de medidas generales relacionadas con el estilo de vida, el reposo y el ejercicio, junto con una terapia farmacológica en la que puede emplearse una amplia gama de medicamentos; además, en algunos casos, se indica la aplicación de determinadas intervenciones quirúrgicas. Lamentablemente, aún no se dispone de un tratamiento que permita curar la enfermedad. Sin embargo, en conjunto, todas las medidas terapéuticas disponibles en la actualidad permiten aliviar los síntomas y mejorar el pronóstico, lo que supone un impacto muy positivo en la calidad de vida de los afectados.

Los mejores resultados terapéuticos se consiguen cuando se procede a un diagnóstico precoz y se establece el tratamiento en las fases iniciales de la enfermedad. También es muy importante que la persona afectada siga de manera rigurosa las indicaciones impartidas por los facultativos en las visitas de seguimiento periódicas que se programan, precisamente, con el propósito de controlar la evolución de la enfermedad.².

1.2. Objetivos y Motivación

El diagnóstico de la artritis reumatoide se basa en el juicio o criterio clínico del facultativo, puesto que aún no se cuenta con una prueba que establezca con certeza el padecimiento de la enfermedad. En otras palabras, el interrogatorio y la exploración física del paciente, por medio de los que el facultativo indaga sobre los antecedentes personales y familiares del paciente y valora los síntomas y signos que éste presenta, constituyen los pilares del diagnóstico de la enfermedad.

Actualmente los médicos especialistas en enfermedades inflamatorias proporcionan a los pacientes durante sus visitas semanales un cuestionario que éstos deben cumplimentar utilizando para ello sus recuerdos y sensaciones. Unos ejemplos de estos cuestionarios ³. serían.

- MD-HAQ(Multidimensional Health Assessment Questionnaire) ⁴.
- EQ-5D (European Quality Of Life)⁵.

²AR - <http://www.conartritis.org/todo-sobre-artritis/que-es-la-ar/que-es-la-artritis-reumatoide/>

³índices de actividad, cuestionarios y otros instrumentos de medida en Reumatología - <https://www.ser.es/profesionales/que-hacemos/investigacion/herramientas/catalina/>

⁴MD-HAQ - http://www.ser.es/wp-content/uploads/2016/07/MD-HAQ_cuestionario.pdf

⁵EQ-5D - <http://www.ser.es/wp-content/uploads/2016/07/EQ-5D-pdf.docx>

- SF36(36-item Short-Form Health Survey)⁶.
- BASDAI(Bath Ankylosing Spondylitis Disease Activity Index)⁷.

Los cuestionarios se presentan al paciente el día de la consulta o se le entregan para que sean completados el día previo a la consulta con el especialista [AHN04].

Aquí podemos ver un ejemplo de un cuestionario entregado al paciente en la siguiente figura 1.1.

Versión Española del BASDAI ¹

Por favor, marque el número que mejor describa su situación en la **ÚLTIMA SEMANA:**

1) ¿Cuánta fatiga o cansancio ha tenido usted?

Ninguno 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 **Muchísima**

2) ¿Cuánto dolor ha tenido usted en cuello, espalda o caderas debido a la espondilitis anquilosante?

Ninguno 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 **Muchísimo**

3) ¿Cuánto dolor o inflamación ha tenido usted en las otras articulaciones (sin contar cuello, espalda y caderas)?

Ninguno 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 **Muchísimo**

4) ¿Cuánto malestar ha tenido usted en las partes de su cuerpo que le duelen al tocarlas o presionarlas?

Ninguno 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 **Muchísimo**

Figura 1.1: Versión española del cuestionario BASDAI (índice de actividad en espondilitis anquilosante), figura adaptada de cuestionario BASDAI

Lamentablemente, el tratamiento disponible en la actualidad no permite curar la enfermedad, aunque sí aliviar de manera notable la intensidad de las manifestaciones, reducir

⁶SF36 - <https://campaign.optum.com/optum-outcomes.html>

⁷BASDAI - https://www.ser.es/wp-content/uploads/2015/03/BASDAI_CUESTIONARIO.pdf

o incluso frenar la actividad inflamatoria y prevenir las secuelas, antaño características, de las fases avanzadas.

El tratamiento consiste básicamente en la combinación de una terapia no farmacológica y una terapia farmacológica. De forma complementaria, a veces se recurre a la cirugía, por ejemplo para reconstruir un tejido afectado o para reemplazar una articulación muy dañada por una prótesis.

La terapia no farmacológica conlleva la observación de una serie de recomendaciones relacionadas con el reposo y la realización de ciertos ejercicios destinados a mejorar la flexibilidad de las articulaciones afectadas. Asimismo, a menudo se indica el seguimiento de técnicas de fisioterapia o la inmovilización temporal de un segmento corporal, por ejemplo mediante el uso de férulas de reposo.

Los medicamentos que se emplean en el tratamiento de la AR pueden ser más o menos eficaces, dependiendo de muchas circunstancias; pero también pueden generar una gran variedad de efectos adversos, más o menos acentuados. Por ello, es muy habitual que a lo largo del tratamiento se ajusten las dosis y se introduzcan modificaciones en el plan terapéutico cuantas veces resulte necesario, atendiendo a las características y necesidades de cada paciente.

Las visitas de control constituyen un pilar central del tratamiento, ya que permiten al reumatólogo evaluar la evolución de la enfermedad, valorar los resultados del tratamiento e indagar sobre la presencia de efectos adversos provocados por los medicamentos. Durante estas vistas, que se programan con una periodicidad ajustada a las circunstancias de cada caso en particular, el reumatólogo interrogará y examinará al paciente y, si lo juzga oportuno, solicitará análisis de sangre, radiografías u otras exploraciones complementarias.⁸.

La atención del paciente con AR está en manos de un equipo asistencial compuesto básicamente por el reumatólogo (que es el médico de referencia), el médico general, el médico rehabilitador ver figura 1.2, el terapeuta ocupacional, el fisioterapeuta, el personal de enfermería y el asistente social.

⁸Tratamiento - <http://www.conartritis.org/todo-sobre-artritis/que-es-la-ar/tratamiento/>



Figura 1.2: "área de Rehabilitación. Hospital General de Castellón."

Sin embargo, el auténtico protagonista del equipo asistencial es el propio paciente, quien no solo es el destinatario de todas las atenciones, sino también la primera persona que puede advertir la aparición de cualquier síntoma atribuible a la enfermedad o a los variados efectos adversos que puede generar la medicación administrada. Por ello, una vez más, es tan conveniente que los pacientes con AR tengan un suficiente grado de conocimiento sobre la enfermedad y su tratamiento.

Nuestro objetivo es ayudar tanto al médico como al paciente a mejorar el ajuste de su medicación mediante la creación de una plataforma formada por un conjunto de sensores que centralicen la información recogida sobre el paciente, para que de forma objetiva y tras el estudio de los resultados el equipo sanitario pueda ajustar si es necesario la medicación del paciente o realizar un seguimiento de su evolución.

1.3. Escenario

Durante el desarrollo de esta investigación, siempre hemos tenido presente el siguiente escenario. Una persona mayor con movilidad reducida, ya sea por alguna lesión o por el desgaste vital, pero con gran energía por hacer cosas.

Sus problemas de movilidad le frenan en su actividad diaria, el ajuste de la medicación en su tratamiento es vital para mejorar su día a día.

Por este motivo el paciente acude al especialista para ser diagnosticado y tratado.

1.4. Estado del arte

Para este estudio necesitamos disponer de una serie de sensores que pueda llevar el paciente sobre sus articulaciones de forma cómoda y que recojan durante la semana diversas medidas que ayuden a validar el dolor y el esfuerzo que realiza el paciente durante diversas actividades.

Actualmente existe una gran diversidad de sensores que se están implementando y adaptando para poder ser utilizados como "wearables", estos sensores tienen multitud de aplicaciones como deportivas, moda, seguridad, industria y aplicaciones médicas.

Nuestro estudio se basa en biosensores desarrollados para aplicaciones médicas y en concreto los biosensores más adecuados para el seguimiento de las enfermedades inflamatorias reumatoides.

Podemos encontrar sensores ubicados sobre la piel, que ya es un nivel donde se puede analizar temperatura, pulso y ritmo respiratorio. Al respecto tenemos el estudio de [Che+15] que muestra sensores de temperatura flexibles biocompatibles (figura 1.3), inspirados en la piel, que poseen la excelente permeabilidad del aire y una alta calidad mediante el uso de una película semipermeable con estructuras porosas como sustrato.

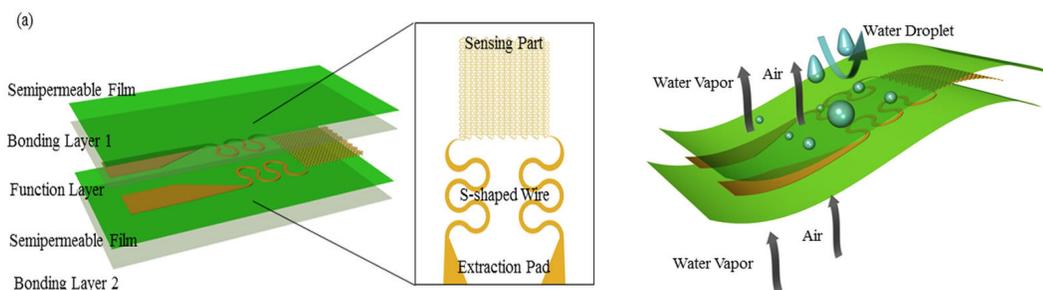


Figura 1.3: ” Estructura ultra-sensible resistente al agua. Figura adaptada de [Che+15]

El estudio muestra que el sensor de temperatura es suave y transpirable en la piel humana y tiene una excelente precisión en comparación con el termómetro de mercurio. Esto demuestra la posibilidad y viabilidad de utilizar por completo los sensores en la detección de la temperatura corporal a largo plazo para uso médico, así como la función de detección de la piel artificial para robots o prótesis.

Tenemos que priorizar los sensores que cumplan con diversas características, por ejemplo que tengan una autonomía mínima de 48h, deben ser cómodos para el paciente, de poco peso y con la batería integrada. Sería conveniente que pudieran conectarse con dispositivos móviles, de forma que permitan almacenar los datos y enviarlos a su vez a una base de datos que pueda ser consultada por medio de una aplicación parametrizable a medida. Para ello deben ser capaces de incorporar varias tecnologías para la comunicación, algunas de carácter obligatorio, como las conexiones USB y Bluetooth, y otras adicionales, como WiFi o NFC.

Podemos encontrar biosensores que dan soporte a diferentes características, clasificados según tabla adjunta 1.1.

1.4.1. Sensores

Características biológicas

De todas las posibles características a evaluar para el muestreo de sensores nos quedamos con las que mejor se adaptan a los pacientes en estudio; éstas serían:

- Temperatura:** Este artículo describe un diseño de un sistema portátil que mide la temperatura de la piel del cuerpo humano y al mismo tiempo recoge energía del calor corporal (figura 1.4). El sistema está compuesto por una etiqueta de sensor de temperatura UHF RFID situada en el brazo del paciente.

Table 1.1: Características biológicas

Características biológicas		
Temperatura corporal	Saturación oxígeno en sangre	Pulso
Presión sanguínea	Ritmo respiratorio	Sudor
EMG Electromiograma	ECG Electrocardiograma	EEG Electroencefalografía
Características físicas		
GPS	IPS	Flexibilidad

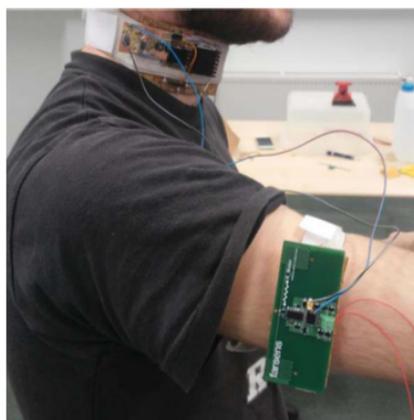


Figura 1.4: " UHF RFID Temperature Sensor Assisted With Body-Heat Dissipation Energy Harvesting. Figura adaptada de [Jau+17] "

Está asistida por una fuente de alimentación adicional de un módulo de recolección de energía que almacena la energía térmica disipada del cuello del paciente. [Jau+17].

Buscando siempre la mayor comodidad para el paciente buscamos sensores de gran flexibilidad (figura 1.5), en este artículo se propone un sensor PTC de polímero delgado y flexible con un amplio rango de medición de temperatura.

Un sensor PTC de polímero está constituido por varios polímeros y conductores que presentan cambios de resistencia con un aumento de la temperatura. Convencionalmente, se ha propuesto como un sensor de temperatura flexible.

Sin embargo, ninguna investigación ha alcanzado todavía suficiente flexibilidad y un amplio rango de medición de temperatura que es suficiente para medir la

temperatura corporal humana; además, los sensores PTC de polímero todavía no han sido puestos en práctica.

La resistencia del polímero PTC modificado se multiplica por 4 de acuerdo con un aumento de la temperatura de 25°C a 45°C. Estas características son más adecuadas para los sensores de temperatura portátiles y dispositivos médicos que las del polímero convencional PTC. Amplio rango de medición de temperatura nos ayuda a medir la temperatura en varias partes del cuerpo en diferentes ambientes, y la flexibilidad aumenta la adhesividad del sensor al cuerpo humano.

El calor corporal se puede utilizar como un generador termoeléctrico portátil para suministrar energía a dispositivos de diagnóstico humano de baja potencia (especialmente nodos sensores) [Den+17], por lo que tendríamos un nuevo tipo de generador termoeléctrico (TEG) integrado en la ropa.

A través del diseño y experimentación del TEG portátil, se analizan varios factores claves que afectan la energía calorífica del cuerpo humano: las temperaturas ambiente, la temperatura de la piel, el viento, la actividad humana y el modo de conexión del módulo TEG.

Además, la alta sensibilidad facilita los circuitos de lectura y es fácil calcular la temperatura a partir de la resistencia del sensor [Nak+16].

Los resultados experimentales muestran que la potencia de un solo módulo TEG puede alcanzar alrededor de 250 W a 5C, mientras que la potencia de los múltiples módulos TEG, incluyendo solo cuatro TEG, puede estar cerca de 1 mW después de la integración de deportes. Finalmente, el supercondensador flexible se utiliza como el elemento de almacenamiento de energía, que muestra un excelente carácter de almacenamiento y un buen efecto de conjunción con la ropa (figura 1.6).

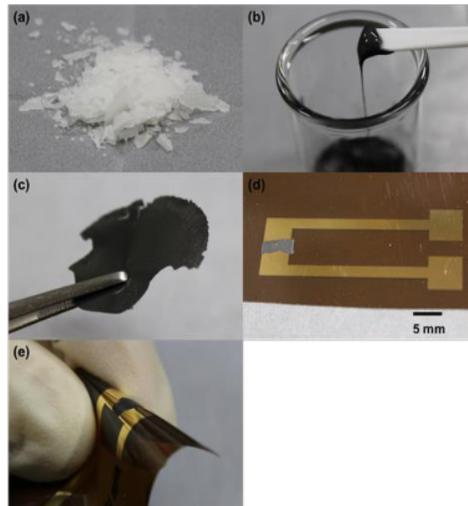


Figura 1.5: "Proceso de fabricación del sensor PTC. Figura adaptada de [Nak+16]"



Figura 1.6: "TEG integrado en equipamiento deportivo. Figura adaptada de [Den+17]"

- Pulso:** La función principal del corazón humano es bombear sangre y nutrientes oxigenados al cuerpo y eliminar el dióxido de carbono y otros desechos. La secuencia de ciclos de sangre desoxigenada a través de los pulmones y bombeo de sangre nuevamente oxigenada al cuerpo a través de la aorta se llama secuencia sístole-diástole. La frecuencia cardíaca (HR) o pulso es la frecuencia de la secuencia

sístole-diástole, expresada como latidos por minuto (b.p.m.). El HR cambia según la necesidad del cuerpo y es susceptible a la alteración en el estado normal del cuerpo.

El ritmo cardíaco nos ayuda a validar el esfuerzo del paciente y su estudio comparativo nos indica la evolución física del paciente. Como podemos observar en [FT16], controlar la actividad cardíaca es de gran utilidad. En la Figura 1.7 podemos ver el esquema utilizado.



Figura 1.7: "The scheme of the textronics system for protecting elders. Figura adaptada de [FT16]"

Existe un trabajo [WM15] para la monitorización y diagnóstico de diferentes señales como el pulso, la saturación de oxígeno en sangre, que también hace hincapié en la importancia tanto de la medición de datos así como en su posterior interpretación, como se muestra en la Figura 1.8.

Este dispositivo también cumple una de las premisas de este estudio, que sea "wearable".

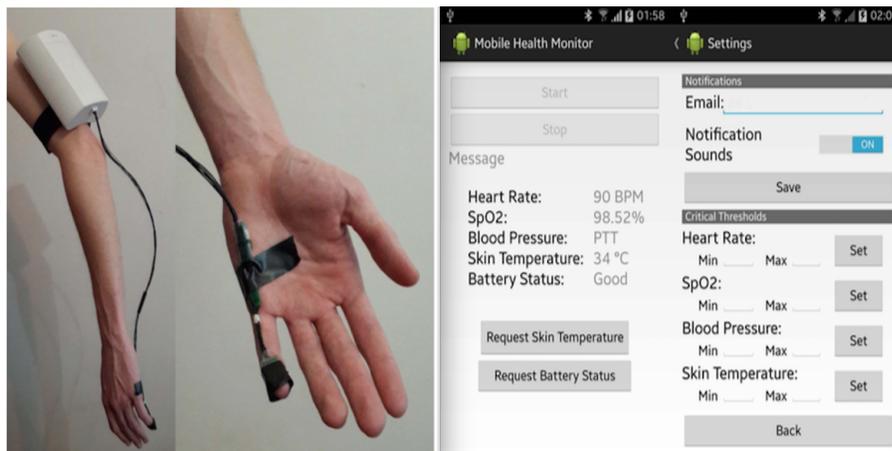


Figura 1.8: "Body Sensor Network for Mobile Health Monitoring. Figura adaptada de [WM15]"

- Ritmo respiratorio:** El ritmo respiratorio nos ayuda a controlar la fatiga de los pacientes durante su jornada diaria, lo que nos indicaría su evolución. En el estudio [Kha+16] se muestran los avances en las tecnologías inalámbricas y los diseños de dispositivos más flexibles con una interface mejorada al contacto con la piel.

Los sensores pueden medir de varias maneras al flujo de la respiración, con la expansión y contracción del pecho y el abdomen durante la respiración. Existen numerosos métodos para traducir la expansión y contracción de los pulmones en una señal eléctrica. En la *pletismografía de impedancia*, los electrodos se colocan sobre el cuerpo y el cambio en la impedancia entre ellos refleja el cambio en el volumen pulmonar durante la inhalación y la espiración. Sin embargo, la mayoría de los sensores de respiración portátiles se expanden físicamente y se contraen junto con los pulmones y emplean algún tipo de deformación o detección de presión para detectar el cambio de volumen.

Para este tipo de sensores se utilizan principalmente textiles como podemos ver en la Figura 1.9 .

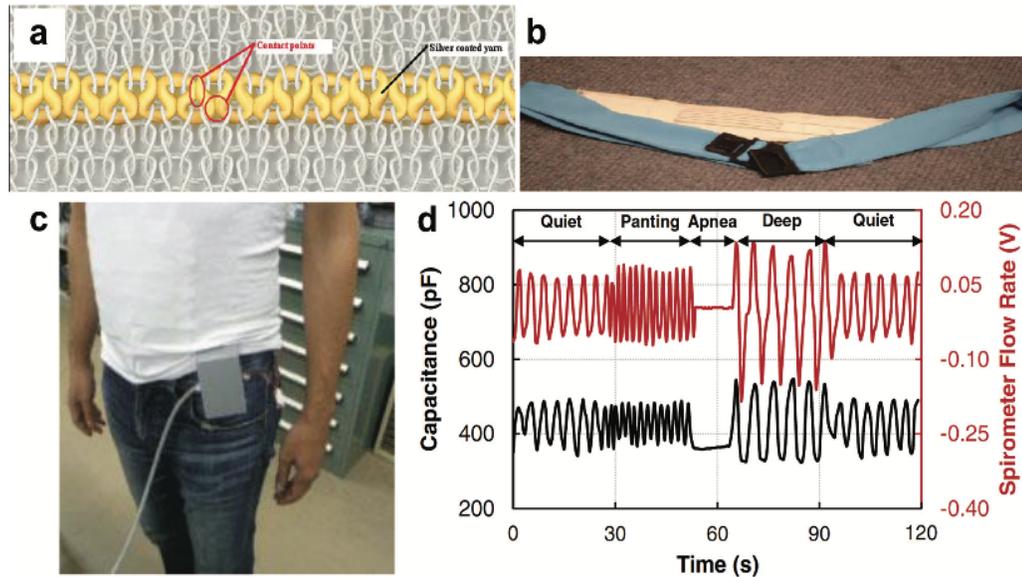


Figura 1.9: "Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices. Figura adaptada de [Kha+16]"

- **EMG Electromiograma:** Este sensor de músculo mide la actividad muscular por medio del potencial eléctrico generado por las células de la fibra muscular.

El sensor amplifica y procesa las complejas señales eléctricas y las convierte en una simple señal análoga que puede ser leída fácilmente por un microcontrolador. En el estudio [Gut+12] se indica claramente la utilidad de esta medición. Por este motivo lo consideramos un sensor imprescindible en el estudio y análisis de las enfermedades inflamatorias. Este tipo de sensores han tenido un gran avance en estudios relacionados con exoesqueletos, véase [FH08], su uso mejora el funcionamiento de los exoesqueletos.

La Figura: 1.10 muestra un esquema de su funcionamiento.

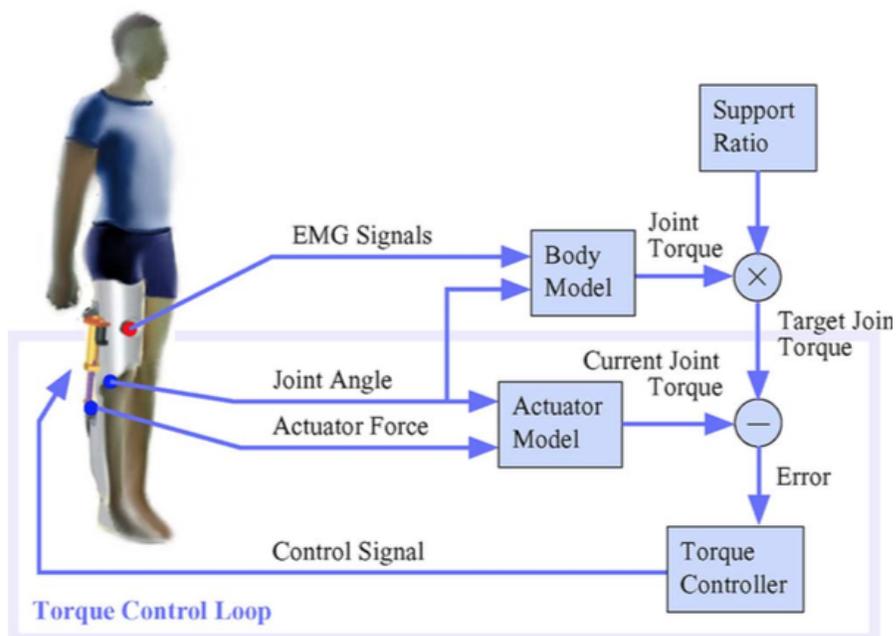


Figura 1.10: "Human-Exoskeleton Interface Utilizing Electromyography. Figura adaptada de [FH08]"

Características físicas

- **GPS:** Para poder realizar un seguimiento completo del paciente, debemos controlar su movilidad, para poder evaluar sus funciones físicas y así poder comparar los datos a lo largo del tratamiento. Para ello nada mejor que un sensor de movimiento, como por ejemplo unidades de medición inercial (IMU) y el uso de la acelerometría para calcular el gasto energético [GB16]. Este tipo de sensores tienen gran presencia comercial, por ejemplo <https://www.invensense.com/products/motion-tracking/9-axis/>

La localización también ha sido tratada no solo por el posicionamiento, sino por el reconocimiento de otros factores ambientales como el sonido, como puede verse en el estudio sobre le eWatch [Mau+06], provisto de un micrófono ambiental figura 1.11 .

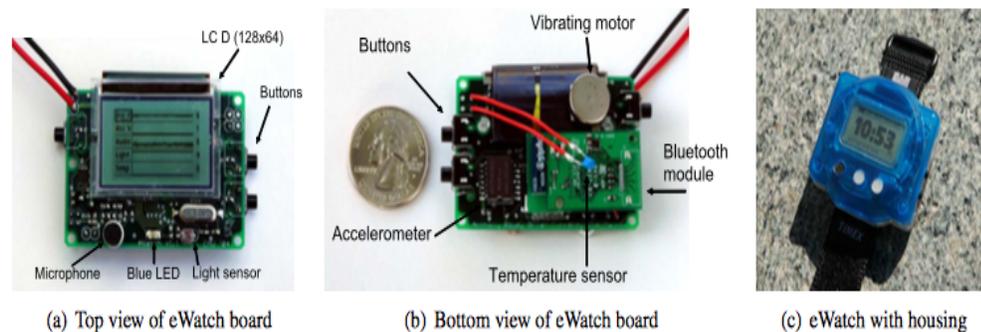


Figura 1.11: "Final integrated FEH system prototype. Figura adaptada de [Mau+06]"

- **IPS:** Un sistema de posicionamiento interior nos puede ayudar a controlar la movilidad del paciente dentro de su vivienda o en centros hospitalarios tal y como se indica en [FT16]. Con un sistema de balizas se pueden emplear técnicas de localización como la mostrada en [FT16].
- **Protocolo de comunicación:** La elección del protocolo de comunicación es un paso importante. Lo basaremos en el coste, la facilidad de configuración y de incorporar nuevos sensores. En el estudio [Muk15] vemos una tabla comparativa.

La tecnología mas utilizada es la RFID como explica [Ame+16], con una antena flexible provista de un microchip de identificación y detección de radiofrecuencia, directamente pegada sobre la piel humana por medio de una membrana biocompatible sub-milimétrica (figura 1.12).

En su trabajo se presenta un termómetro RFID epidérmico de tamaño compacto que puede trabajar con o sin batería.

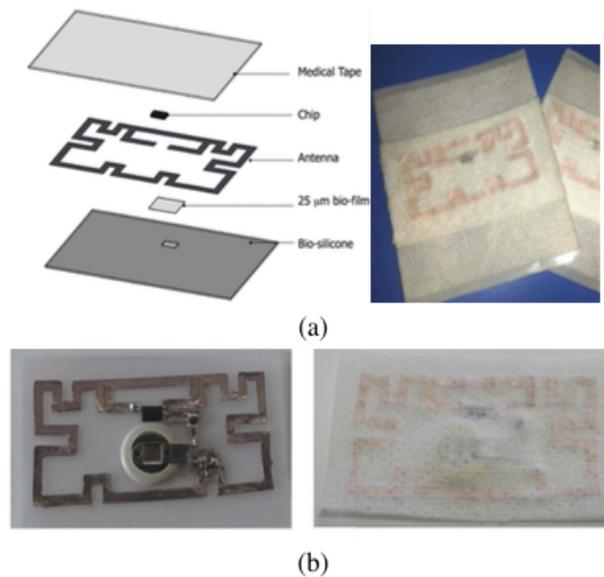


Figura 1.12: "Termómetro RFID epidérmico. Figura adaptada de [Amendola'2016]"

- Flexibilidad:** Es importante tener en cuenta la ergonomía del dispositivo, para poder evitar entre otras características diseños demasiado voluminosos o rígidos. Así mismo, es interesante intentar dotarlos de baterías de larga duración o que permitan la generación de energía. En la Figura 1.13 se muestra una imagen del prototipo propuesto por [Toh+14].

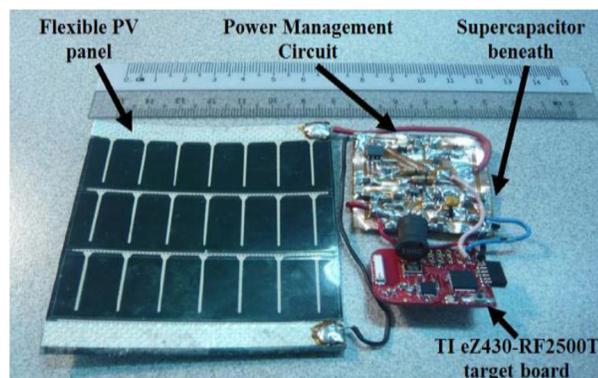


Figura 1.13: "Final integrated FEH system prototype. Figura adaptada de [Toh+14]"

La empresa MC10 ⁹, está centrando sus investigaciones en sensores flexibles, suaves y confortables que se adhieren a la piel y por tanto al contorno del cuerpo, un ejemplo de ello es el BioStampRC ¹⁰, producto comercial de la marca BioStampRC ver figura 1.14, aplicado en numerosos estudios sobre pacientes con problemas de movilidad [Moo+17]



Figura 1.14: "BioStampRC a novel wireless, skin-mounted conformal inertial sensor. Figura adaptada de [Moo+17]"

Existen numerosos estudios que tratan la durabilidad de las baterías e incluso dispositivos "SoC" capaces de obtener su propia energía [Zha+13]. El chip realiza la extracción de la frecuencia cardíaca del ECG y la detección de la fibrilación auricular mientras que solo consume 19 μ W, funcionando solamente en la energía obtenida. En la Figura 1.15 se muestra el diseño del chip.

⁹MC10 - <https://www.mc10inc.com/>

¹⁰MC10 - <https://www.mc10inc.com/our-products/biostamprc>

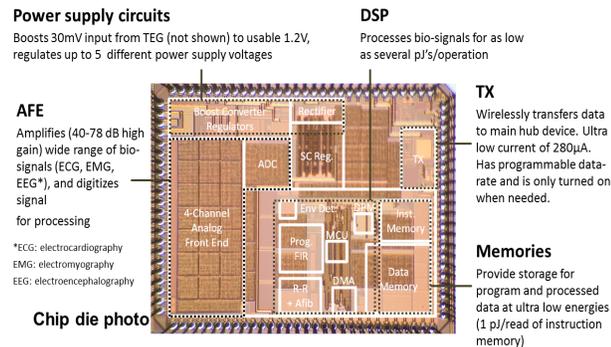


Figura 1.15: "Batteryless 19 W MICS/ISM-Band Energy Harvesting Body Sensor Node SoC for ExG Applications. Figura adaptada de [Zha+13]"

- **Acelerómetros:** Diversos estudios relacionados con la movilidad, hacen uso de los acelerómetros para poder clasificar el grado de afectación en los pacientes con parkinson, como lo indica el estudio de [Gal+11]
- **óptico:** Sensor óptico de fuerza, presentado en las XXXVIII Jornadas de Automática [JA+17], de bajo coste, ver el detalle en la siguiente figura 1.16, basado en la medición de la desviación de un haz e luz que incide en un fotodetector, de forma que se pueda obtener una medida consistente con la fuerza de interacción entre un exoesqueleto de mano [Díe+16] y los puntos de anclaje del usuario.

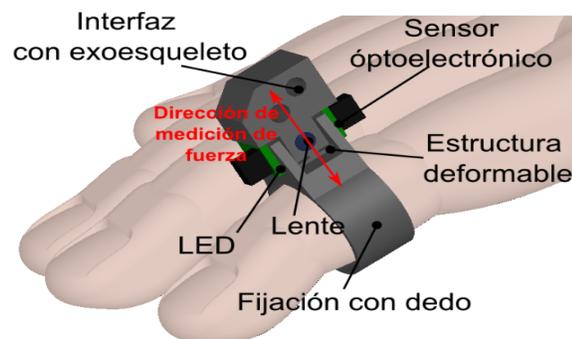


Figura 1.16: "Detalle de sensor de fuerza sobre dedo y elementos que lo componen. Figura adaptada de [JA+17]"

1.4.2. Exoesqueleto

Los primeros robots que se utilizaron en la rehabilitación fueron robots industriales adaptados para la función. De ese modo nacieron los Wearable Robots (WRs) (Robots para llevar o robots portátiles). Se define Wearable Robots en el libro "Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons"[Pon08] como aquellos robots "que pueden ser puestos" que se adaptan al cuerpo humano en su forma y función, como pueden ser segmentos y articulaciones. En el mismo libro encontramos tres tipologías básicas:

- Empowering robotic exoskeletons. Estos robots fueron llamados originalmente "extenders" (extensores) y fueron definidos como robots que extendían/ampliaban la fuerza humana. Son, a falta de una definición mejor, una extensión de las capacidades humanas.
- Robots ortopédicos. Su propósito es restaurar funciones perdidas, como puede ser la corrección de una mala condición neurológica. Estos robots son exoesqueletos.
- Robots prostéticos. Se define prótesis como un mecanismo electromecánico que sustituye miembros tras una amputación o malformación. Estos robots sustituyen directamente el miembro en cuestión.

La empresa Rehab-Robotics ¹¹, dispone de un exoesqueleto de mano (figura 1.17), utilizado para la rehabilitación neuromuscular de la mano y el antebrazo que puede ayudar a los pacientes a recuperar la movilidad de las manos a través del reaprendizaje motor.

Funciona como un dispositivo de biorretroalimentación donde los sensores de electromiografía de superficie (sEMG) que utilizan las señales del propio músculo del paciente para activar su deseo de mover su mano. Estas señales se procesan y se simplifican y se pueden ver a través de la retroalimentación visual que requiere que el paciente sea activamente comprometido a lo largo de una sesión de terapia.

Dado que la participación activa y la iniciación del movimiento es la clave del éxito, utilizando el sistema de biorretroalimentación, el dispositivo ayuda a motivar a los pacientes a interactuar con el sistema durante el régimen de capacitación controlada por EMG. El sistema se puede aplicar a pacientes que comienzan a partir de la edad 8-9 años.

¹¹Rehab-Robotics - <http://www.rehab-robotics.com/>



Figura 1.17: "Hand of Hope (HOH), exoesqueleto de mano. Rehab-Robotics. Figura adaptada de Rehab-Robotics."

Otro producto comercial adaptado para la rehabilitación es el Gloreha SINFONIA [Van+17], como se muestra en la figura 1.18, es un guante robótico para realizar ejercicio de los dedos en pacientes con algún tipo de lesión neurológica.



Figura 1.18: " Dispositivo de apoyo de la rehabilitación del miembro superior,Gloreha. Figura adaptada de [Van+17]"

Tenemos una revisión completa de exoesqueletos de mano figura 1.19, aplicados al área de rehabilitación [Heo+12]

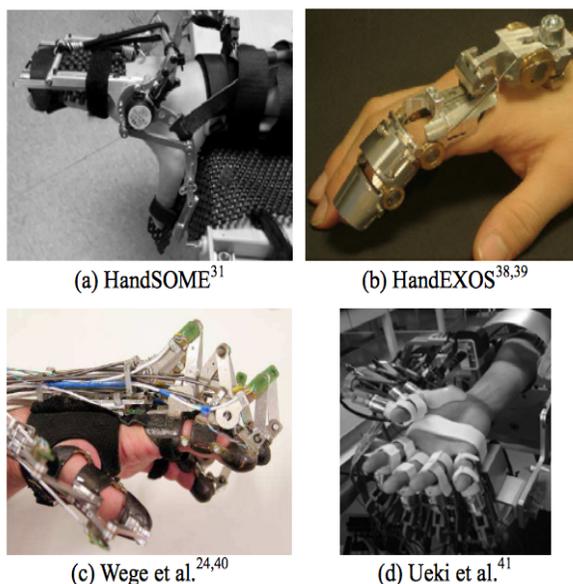


Figura 1.19: " Ejemplo de exoesqueletos de mano para rehabilitación. Figura adaptada de [Heo+12]"

Actualmente los exoesqueletos suelen ser aparatosos y poco flexibles, por este motivo existe un proyecto que se enmarca en el programa de investigación e innovación Horizonte 2020, de la Unión Europea, XoSoft ¹² [Pow+16], un consorcio internacional de investigadores con participación del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) planea desarrollar un exoesqueleto ligero y flexible para las piernas, destinado a personas con movilidad reducida [Ort+17].

El nuevo dispositivo, estará compuesto por sensores integrados en textiles avanzados y materiales inteligentes para crear articulaciones sensibles y con rigidez variable. Los sensores integrados transmitirán el movimiento y la intención del usuario a la unidad de control, que así determinará y proporcionará, mediante actuadores flexibles integrados en el textil, el nivel apropiado de ayuda, dependiendo de las necesidades del usuario en un momento dado, el dispositivo proporcionará apoyo, relajación o libertad de movimientos.

Este exoesqueleto flexible y ligero está destinado a personas mayores y/o con discapacidad física, a quienes ayudan a mejorar su movilidad y por lo tanto beneficiará su salud y su calidad de vida. El dispositivo será cómodo y ligero, pensado para poder llevarlo bajo la ropa.

¹²XoSoft - <http://www.xosoft.eu/>

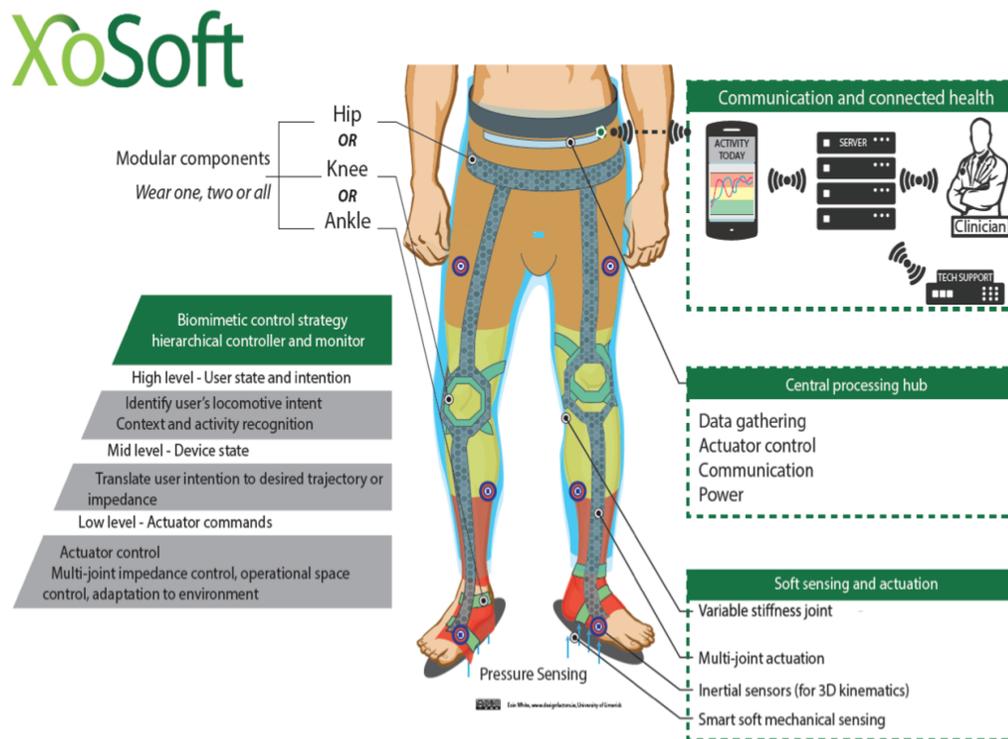


Figura 1.20: "Diagrama XoSoft. Figura adaptada de [Pow+16]"

Las nueve organizaciones de siete países europeos integradas en esta cooperación público-privada ha puesto en marcha este proyecto de investigación y desarrollo el pasado febrero con el objetivo de lograr el primer prototipo completamente funcional en 2019. El equipo consiste cinco grupos de investigación en robótica, bioingeniería, inteligencia ambiental y diseño. Asimismo, incluye empresas y clínicas asociadas que proporcionan expertos en tecnología de rehabilitación, geriatría y aplicación de prótesis. La Unión Europea y Suiza han destinado 5,4 millones de euros a la financiación del presupuesto del proyecto.

La esperanza de vida media en Europa casi se ha duplicado en el último siglo. Pero a medida que aumenta también crece el número de personas mayores con una movilidad moderada. Además, varias enfermedades congénitas o crónicas, o una lesión, pueden conducir, incluso en una edad joven, a diversos grados de movilidad reducida. En Europa, hay 3,2 millones de usuarios de sillas de ruedas y otros 40 millones no pueden caminar sin ayuda.

También se están diseñando dispositivos para contrarrestar los efectos que el Parkinson

provoca en las manos. A este fin se ha desarrollado el GyroGlove¹³, un guante que permite reducir hasta en un 80 % los temblores que presentan en la mano los pacientes de Parkinson.

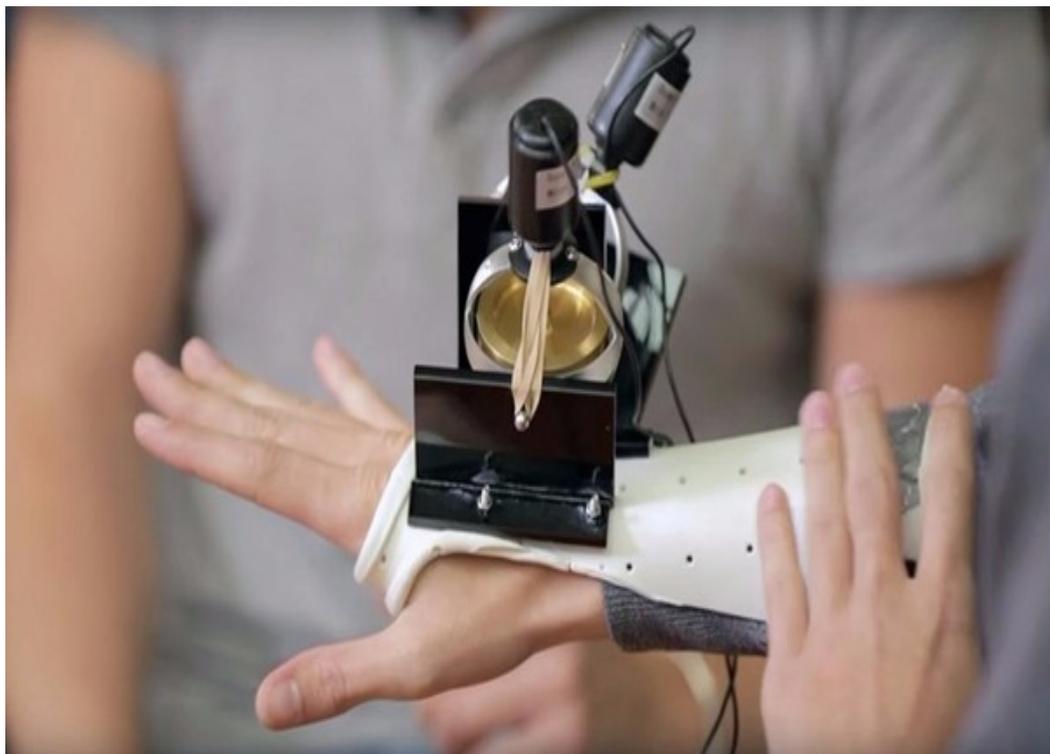


Figura 1.21: "Guante GyroGlove. Figura adaptada de GyroGlove"

GyroGlove ver (figura 1.21) es un guante que contiene una serie de sensores y giroscopios en la parte superior de la mano que permiten contrarrestar los temblores. Los giroscopios se activan con un ruido muy suave al encender el dispositivo, dispositivo que es alimentado por una batería. La orientación se regula mediante una plataforma giratoria, ambas controladas por un pequeño circuito impreso, resistiendo de esta forma a los temblores mientras el giroscopio intenta mantenerse rígido.

Según los primeros pacientes que han probado GyroGlove, la sensación al ponerse este dispositivo es como si la mano se sumergiera en un líquido espeso, que provoca que los movimientos sean libres aunque más lentos.

¹³GyroGlove- <http://gyrogear.co/gyroglove>



Figura 1.22: "Diseño futuro GyroGlove. Figura adaptada de GyroGlove"

Actualmente se está trabajando en el tamaño del dispositivo y el ruido que produce para poder ser más cómodo figura 1.22. GyroGear ya cuenta con múltiples reconocimientos a nivel europeo y el apoyo de organizaciones que se dedican a tratar a los pacientes de Parkinson. Se estima que su precio pueda rondar entre los 528 y 791 euros.

Proyecto NeuroTremor¹⁴, en colaboración con el Centro Superior de Investigaciones Científicas (CSIC) y la Universidad de Göttingen, el Servicio de Neurología del Hospital Universitario 12 de Octubre de Madrid participa en el desarrollo de un exoesqueleto robótico, similar a un guante inteligente portátil, capaz de atenuar los temblores provocados por el Parkinson, temblor esencial y otras enfermedades neurológicas.

Durante esta investigación, un total de 80 pacientes del Hospital 12 de Octubre, con edades comprendidas entre los 40 y 80 años, se han sometido a diferentes pruebas de medición e imagen avanzada para conocer el comportamiento de sus músculos durante el temblor. Teniendo en cuenta estos resultados, se ha diseñado un guante que integra un sistema de control del movimiento, sensores flexibles y un conjunto de electrodos para regular el temblor a través de la neuroestimulación.

¹⁴GyroGlove- <http://www.neuralrehabilitation.org/projects/neurotremor/>

La neuroprótesis es capaz de identificar si la extremidad superior está temblando y si quiere realizar movimientos voluntarios o no, en cuyo caso, a través de la estimulación eléctrica se estabiliza el temblor. Una vez ajustada en el brazo se ha observado una disminución de la discapacidad causada por la enfermedad.

El proyecto Neurotremor [Did+17], puesto en marcha en el 2012 con fondos de la Unión Europea, tiene como objetivo desarrollar herramientas para el control del temblor y conseguir una alternativa a los tratamientos farmacológicos y quirúrgicos actuales que presentan una disminución de su eficacia con el paso del tiempo o que no pueden aplicarse en todos los pacientes.

Exoesqueleto 3D

Necesitamos un mecanismo sencillo, de bajo coste y adaptable a la morfología del paciente que pueda contener diversos sensores a lo largo de su brazo.

Ya existen diversos avances al respecto como por ejemplo el Exo-Glove [IC15], [YKC17], customizable y adaptable.

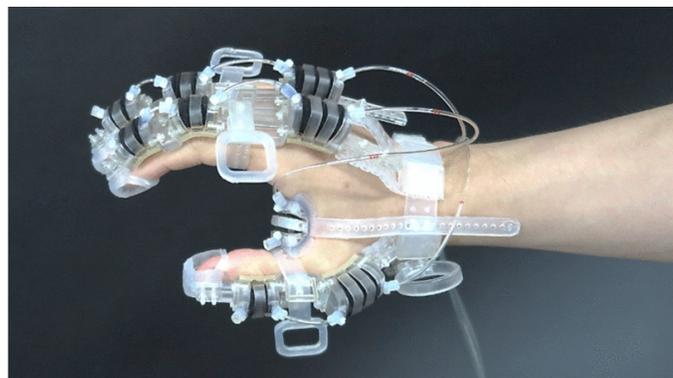


Figura 1.23: "Prototipo Exo-Glove PM. Figura adaptada de [IC15]"

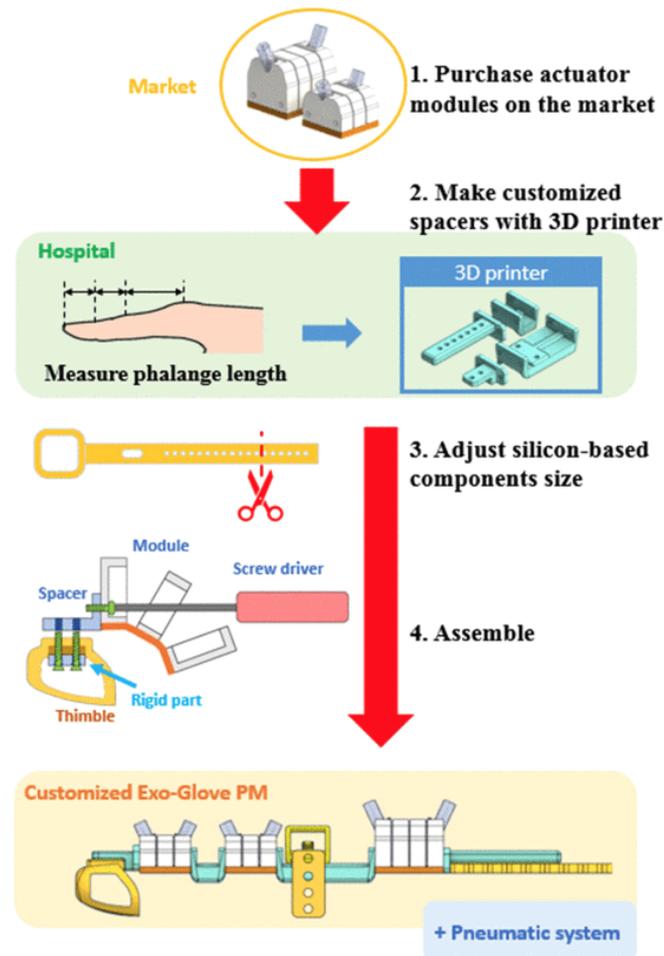


Figura 1.24: "Proceso de personalización Exo-Glove. Figura adaptada de [IC15]"

También se están realizando avances basados en un sistema de rehabilitación sobre un exoesqueleto para la mano.

El propósito de este artículo [DBS14] es describir el diseño, construcción y primera valoración de un dispositivo de tipo exoesqueleto para rehabilitación de mano en personas que hayan sufrido un Episodio Cerebro-Vascular, en el cual la movilidad de la mano haya sido afectada, impidiendo la realización de actividades de la vida cotidiana. El dispositivo posee un grado de libertad activo en la articulación metacarpo falángica (MCP) y un grado de libertad pasivo en la articulación interfalángica distal (PIP) y en la articulación MCP por cada uno de los dedos, para que así el usuario pueda sujetar y transportar algunos elementos al igual que abrir y cerrar su mano de la manera más natural y cómoda, brindando además la mayor seguridad posible usando un sistema de actuación neumático.

El sistema en sí consiste en una base que recubre la mano por la parte posterior o dorso (de manera que la zona palmar queda libre), de tal manera que sirve de plataforma para cada subensamble de cada uno de los dedos, siendo además lo suficientemente amplia para poder albergar el sistema de todos los dedos y de sus actuadores, sin existir ningún tipo de colisión entre los componentes (figura 1.25).

El rango de movimiento que presenta el dispositivo exoesqueleto es suficiente para lograr que la persona que lo lleve puesto coja con su propia mano determinados objetos y pueda trasportarlos. Igualmente este dispositivo permite la apertura completa y cierre parcial de la mano, además de ejecutar estas tareas de una manera natural y cómoda.

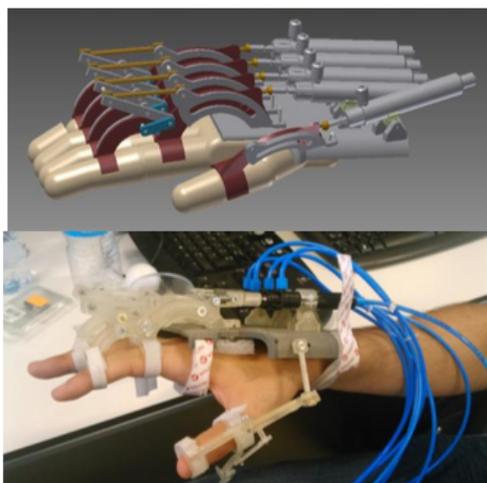


Figura 1.25: "Diseño CAD y prototipo fabricado del exoesqueleto. Figura adaptada de [DBS14]"

1.5. Productos comerciales

1.5.1. Simband modular health band

Plataforma de código abierto Simband¹⁵, mostrado en las Figuras 1.26, 1.27 , 1.28 y 1.29

¹⁵Simband - <https://www.simband.io/documentation/simband-documentation/>

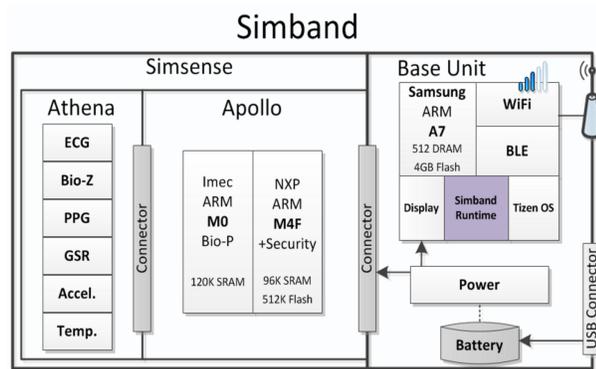


Figura 1.26: "Simband- Diagrama."



Samsung - Simband

Figura 1.27: "Simband- Pantallas."

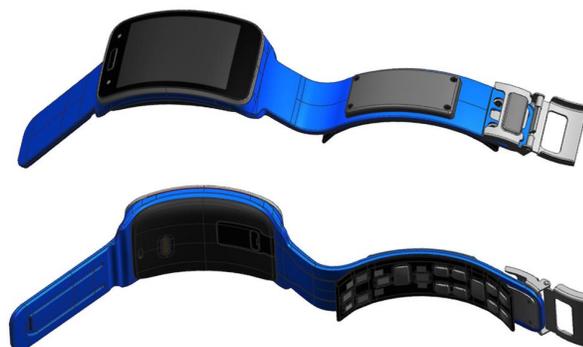


Figura 1.28: "Simband - diseño."

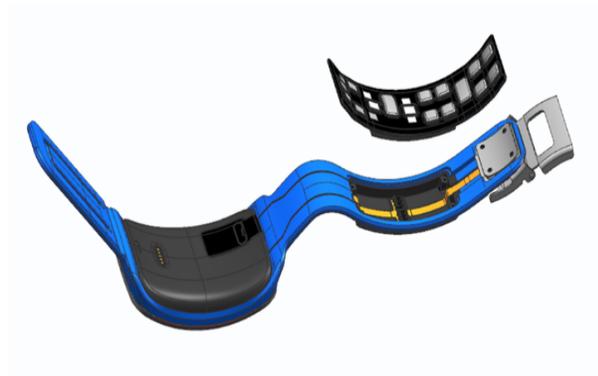


Figura 1.29: "Simband - Sensores."

1.5.2. Empatica E4 Wristband

Este brazalete [Gar+14], mostrado en la Figura 1.30, recoge continuamente el ritmo cardíaco, la actividad electrodérmica, la temperatura y la actividad física mediante tres acelerómetros. Con las aplicaciones desarrolladas para este sensor, se puede monitorizar la salud del paciente mientras esté en su casa, o mediante una aplicación móvil por los familiares.

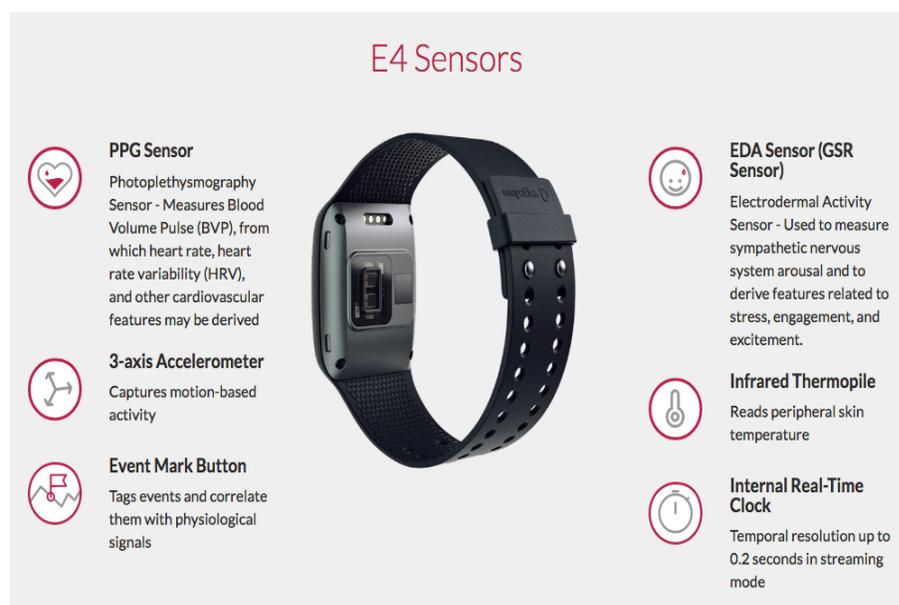


Figura 1.30: " Empatica E4 Wristband. Figura adaptada de [Gar+14]"

Las características completas las podemos encontrar en la web corporativa de Empatica ¹⁶.

1.5.3. Ez430-Chronos

Dispositivo de Texas Instruments ¹⁷, consistente en un reloj de aspecto normal, mostrado en la Figura 1.31, dotado de acelerómetro y sensor de temperatura corporal, al que pueden ser adaptados sensores inalámbricos permitiendo obtener ECG, niveles de oxígeno y otros parámetros del paciente. Dispositivo utilizado y estudiado en situaciones de localización y rescate [Mar+12]



Figura 1.31: "EZ430-Chronos. Figura adaptada de Ez430-Chronos"

El kit de desarrollo de Texas Instruments eZ430-Chronos es una popular plataforma inalámbrica para investigadores, desarrolladores comerciales y aficionados. Construido en el factor de forma de un reloj de pulsera estándar, el Chronos es ideal para redes inalámbricas de área corporal (WBAN), localización en interiores y detección de actividad. Muchas de estas aplicaciones requieren conocer el rendimiento de RF de la plataforma, que nunca ha sido caracterizada por Texas Instruments ni ningún tercero.

Aquí [Mor+14] ofrece datos experimentales que caracterizan el desempeño de RF

¹⁶Empatica- <https://www.empatica.com/e4-wristband>

¹⁷TI- http://www.ti.com/solution/wireless_patient_monitor

del reloj eZ430-Chronos en varias configuraciones, incluyendo cuando es usado por una persona mientras está sentado, de pie y en movimiento (figura: 1.32).

El rendimiento de RF del reloj Chronos se compara con un modelo inalámbrico Angelos Ambient que utiliza un tipo común de antena de chip de cerámica. Nuestros resultados indican que el Chronos tiene excelente omnidireccionalidad y una ganancia RF razonablemente buena en todas las configuraciones probadas.



Figura 1.32: " Pruebas del rendimiento de RF del reloj e-Z430-Chronos. Figura adaptada de [Mor+14]"

El presente dispositivo ya está en uso en diversos trabajos como el de [Ben+14], donde

se realiza un estudio de las señales de polarización de voltaje generadas durante las contracciones del músculo del cuerpo. El EMG de superficie no es invasivo y es ideal para aplicaciones tales como entrenamiento, rehabilitación y control activo de prótesis. A pesar del progreso tecnológico, las prótesis mioeléctricas actualmente en el mercado siguen adoptando sensores analógicos simples. La adquisición digital de EMG es ahora una práctica común en instituciones académicas y de investigación, pero implica equipos bastante costosos. Este artículo describe la implementación de un sensor digital EMG de superficie inalámbrico de bajo costo basado en el microcontrolador MSP430 de Texas Instruments. El sistema de adquisición propuesto aprovecha al máximo las capacidades de la herramienta de desarrollo eZ430-RF2500 para digitalizar señales EMG de superficie (figura 1.33), transmitir las de forma inalámbrica entre nodos y finalmente leerlas en un PC para su procesamiento posterior. Los resultados experimentales demuestran la efectividad del sistema propuesto en la adquisición de señales sEMG para el reconocimiento de patrones y el control en tiempo real.

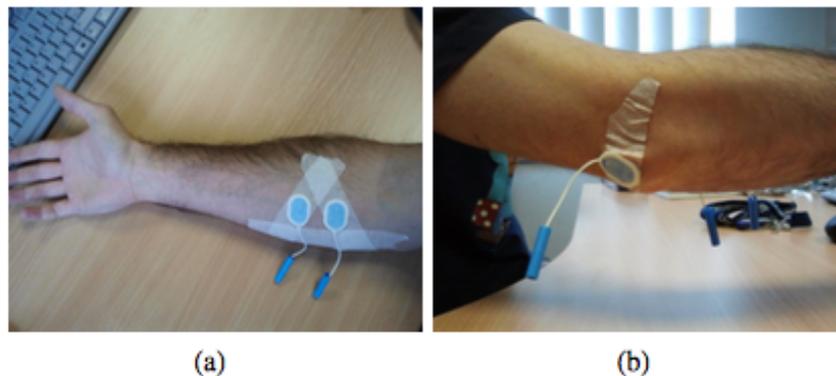


Figura 1.33: "Ejemplo de posicionamiento de electrodos EMG. Figura adaptada de [Ben+14]"

Los resultados ilustran que esta implementación inalámbrica de bajo costo de adquisición y procesamiento de señales EMG puede proporcionar resultados sustancialmente buenos. A pesar de que las señales EMG se han grabado desde un único canal, se han dado indicaciones sobre cómo expandir el sistema para acomodar la grabación de múltiples canales; los resultados experimentales relativos a este aspecto sugieren la viabilidad del enfoque propuesto.

Los planes para trabajos futuros incluyen el cálculo de las características de EMG

dentro del dispositivo final, para evitar el envío de toda la muestra adquirida y, por lo tanto, para ahorrar ancho de banda en el enlace inalámbrico y en el puerto serie. Otra dirección de trabajo futura es reemplazar la implementación actual del punto de acceso basado en la Herramienta de Desarrollo ez430-RF2500, con uno que utiliza un dispositivo con limitación de hardware menos estricta en términos de velocidad de bits, como por ejemplo el MSP430FG4618 / F2013.

La existencia de una plataforma que permita la verificación rápida de una solución será un activo para apoyar el desarrollo de un producto comercial. El eZ430-Chronos junto con el SimpliciTI como presentan [Rib+14] fueron modificados para construir una red inalámbrica que funciona como banco de pruebas para nuevos productos y conceptos. Después de la validación en el laboratorio, se instaló un piloto experimental en una casa de reposo (figura 1.34), contribuyendo así a recoger conclusiones fundamentales para el desarrollo de nuevas soluciones comerciales.

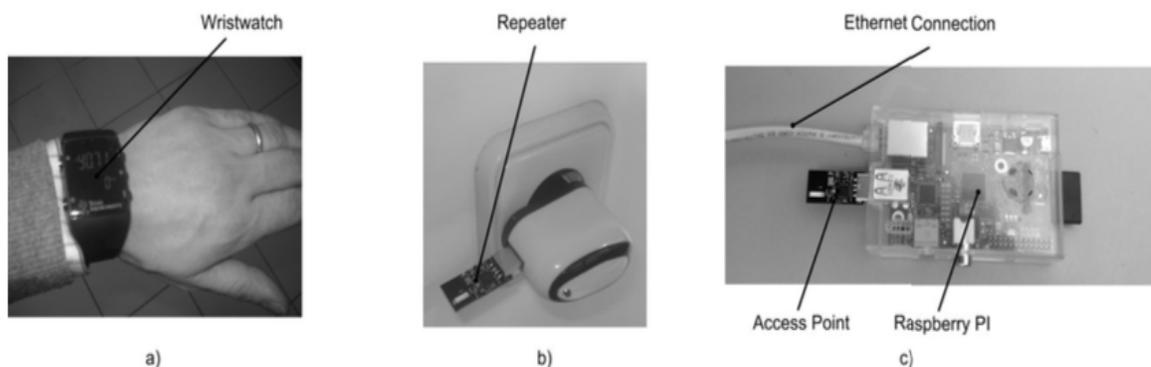


Figura 1.34: " a) eZ430 Reloj Chronos , b) repetidor y c) Raspberry PI. Figura adaptada de [Rib+14]"

El artículo [Moh+11] describe un sistema inalámbrico de monitorización de la salud, desarrollado en LabVIEW, que es capaz de transmitir y recibir la señal del cuerpo del paciente de forma inalámbrica a un reloj eZ430- Chronos Sport.

Las señales vitales del cuerpo del paciente, como la frecuencia cardíaca y el porcentaje de saturación de oxígeno, son transmitidas de forma inalámbrica al reloj eZ430-Chronos para el monitoreo del paciente. El reloj, usado como un dispositivo de monitoreo, será usado por el doctor o cualquier otra persona que sea responsable en el monitoreo del estado del paciente (es decir, enfermera o cualquiera de los miembros de la familia del paciente). El sistema permite al usuario ser alertado inmediatamente si alguna anomalía ocurre a un paciente supervisado y él / ella puede ser atendido de manera ininterrumpida.

Esto mejoraría el sistema de monitoreo del paciente remotamente con el protocolo inalámbrico dado.

La figura 1.35 muestra el diagrama de bloques del sistema de monitorización de salud inalámbrica basado en reloj que consiste en un sistema de circuito de procesamiento de ECG, un módulo de oxímetro de pulso, una estación transmisora de ordenador y una estación receptora que es el reloj eZ430-Chronos. Los electrodos del ECG recibirán señales cardíacas mientras que el módulo del oxímetro de pulso recibirá la señal de saturación de oxígeno del paciente. Las entradas analógicas (señal ECG) y la entrada UART (señal digital de saturación de oxígeno) se integrarán a un ordenador y serán procesadas por LabVIEW. El proceso incluye el cálculo de la frecuencia cardíaca y el porcentaje de saturación de oxígeno y la transmisión inalámbrica de datos a la estación receptora.

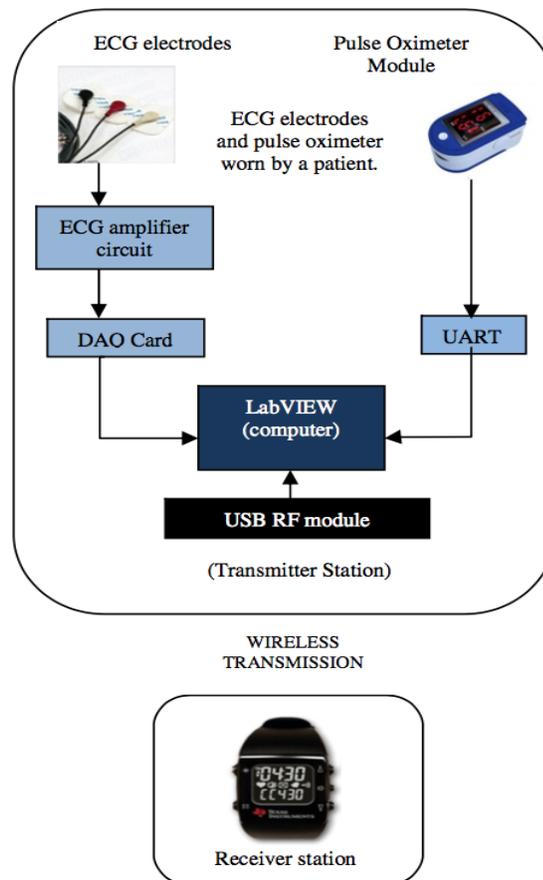


Figura 1.35: "Diagrama de bloques del sistema de monitorización de la salud inalámbrica desarrollado en LabVIEW. Figura adaptada de [Moh+11]"

1.5.4. Sony SmartWatch3 . SW3

Se han utilizado relojes Sony SmartWatch2 en un estudio clínico [Vel+17] con pacientes aquejados con temblores, durante el experimento los pacientes llevaron dos Sony Smartwatch3 véase figura 1.36 colocados en sus muñecas. de forma que se tomaron los datos de aceleración y velocidad angular de varios segmentos corporales de los pacientes.



Figura 1.36: "Sistema de referencia SW3. Figura adaptada de [Vel+17]"

1.5.5. Leap Motion

Dispositivo especializado en la captura de datos de manos y dedos. Permite visualizar y captar los movimientos de las manos, con lo que podemos estudiar la movilidad del paciente. En el trabajo de [CBV16], podemos ver la implementación de FiMAN, ver esquema en la figura: 1.37 un sistema que permite al usuario visualizar una representación gráfica los movimientos de las manos en la pantalla capturados mediante un sensor, además de procesar los datos para brindar al usuario opciones como almacenar los datos de movimientos para su posterior visualización, exportar los datos y mostrar gráficos estadísticos. Y su aplicación en la educación musical.

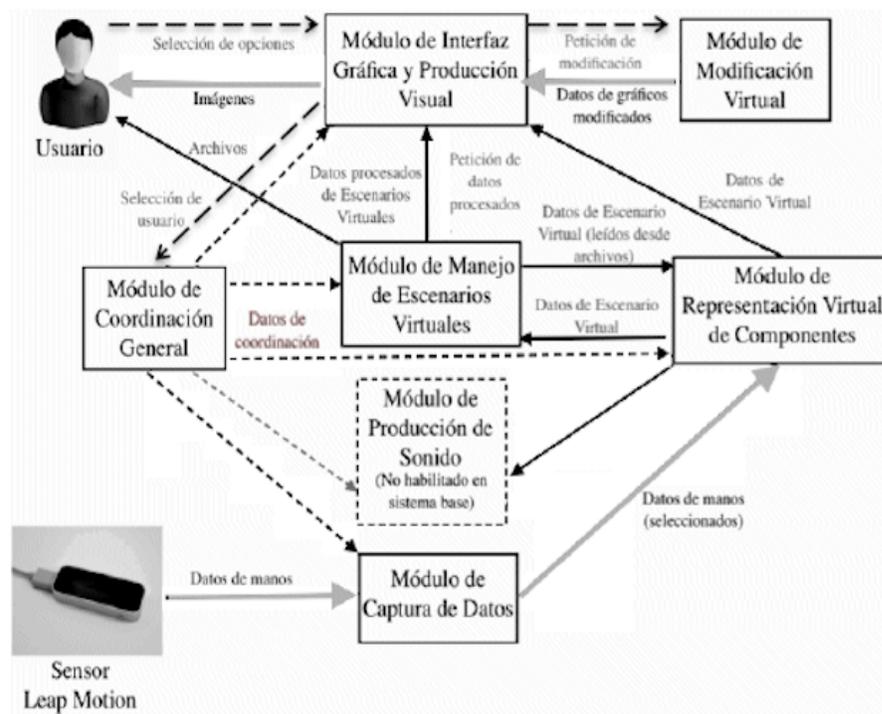


Figura 1.37: "Esquema de interacción general del sistema FiMAN. Figura adaptada de [CBV16]"

1.6. Comparativa

Todos los productos comerciales que hemos estudiado poseen de un API que nos permite crear nuestras propias aplicaciones para el tratamiento de los datos obtenidos. En la Tabla 1.2, podemos ver que son pocos los productos actualmente comercializados que incorporen varios sensores en un mismo dispositivo.

Table 1.2: Comparativa Productos Comerciales

Productos	Características					Coste
	GSR	ECG	Acc	Temp	Pulso	
Simband	x	x	x	x		-
Empatica	x		x	x	x	1,521\$
Chronos		x	x	x	x(*)	58\$
BioStampRC		x	x	x		2,500\$
Sony SmartWatch3			x			100\$
GyroGlove			x			600\$
Drager Infinity M540	x	x	x	x	x	2,000\$
LEAP MOTION			x			80\$

(*) Cinta Pectoral

1.7. Herramientas Auxiliares

Es importante disponer de herramientas visuales donde dar forma a nuestro prototipo, lo que abarata costes y nos hace ganar tiempo.

A través de los prototipos es más fácil compartir nuestra visión con el resto del equipo, ver un producto en 3D y dotarle de funcionalidad, nos permite probar múltiples combinaciones y decidir que características son las más apropiadas para llegar a obtener una visión lo más cercana posible a nuestro prototipo final.

Existen diversos simuladores para el diseño/prototipado de exoesqueletos.

1.7.1. Diseño prototipo

Tenemos por ejemplo la aplicación online TinkerCad ¹⁸, la cual nos permite de forma sencilla diseñar un prototipo de que puede ser impreso en una impresora 3D.

Aquí podemos ver varios ejemplos, figura 1.38¹⁹, figura 1.39 ²⁰, figura 1.40²¹:

¹⁸TinkerCad- <https://www.tinkercad.com>

¹⁹TinkerCad1- <https://www.tinkercad.com/things/i3cmRKPN2mc-prosthetic-hand>

²⁰TinkerCad2- <https://www.tinkercad.com/things/0bU6cm0c5Wl-robotic-hand>

²¹TinkerCad3- <https://www.tinkercad.com/things/j4CcrMkxpg0-tinkercad-103-iron-man-glove-assembly>

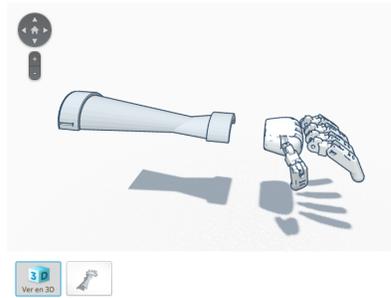


Figura 1.38: "Prosthetic Hand. Figura adaptada de <https://www.tinkercad.com> "

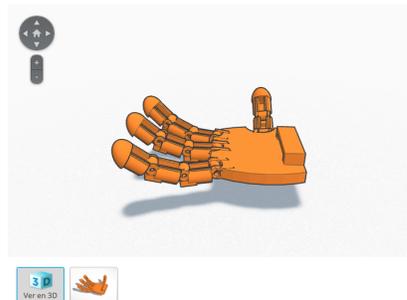


Figura 1.39: " Robotic hand. Figura adaptada de <https://www.tinkercad.com> "

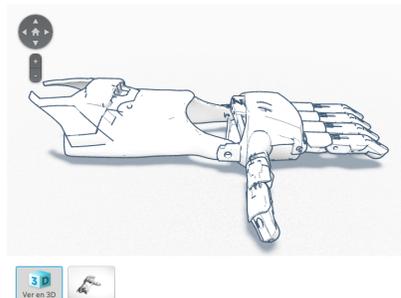


Figura 1.40: "TinkerCAD 103 Iron Man Glove. Figura adaptada de <https://www.tinkercad.com> "

Se está avanzando en las herramientas de diseño para aporten información sobre la actuación del diseño creado sobre el modelo. En este sentido tenemos el siguiente artículo [Cop+14] que presenta un sistema de simulación completamente basado en Matlab-Simulink para el análisis de la actuación de un exoesqueleto de rehabilitación.

Se ha desarrollado un modelo capaz de simular el funcionamiento de un exoesqueleto de rehabilitación para la articulación del codo en conjunción con el modelo simulado del cuerpo humano (BoB, Biomechanics of Bodies). Para conectar el modelo del exoesqueleto al modelo del cuerpo humano se ha desarrollado una conexión viscoelástica figura 1.41. El entorno complejo de simulación que se propone permite llevar a cabo el análisis biomecánico del comportamiento del cuerpo humano sometido a la acción del exoesqueleto en diferentes tareas de rehabilitación.

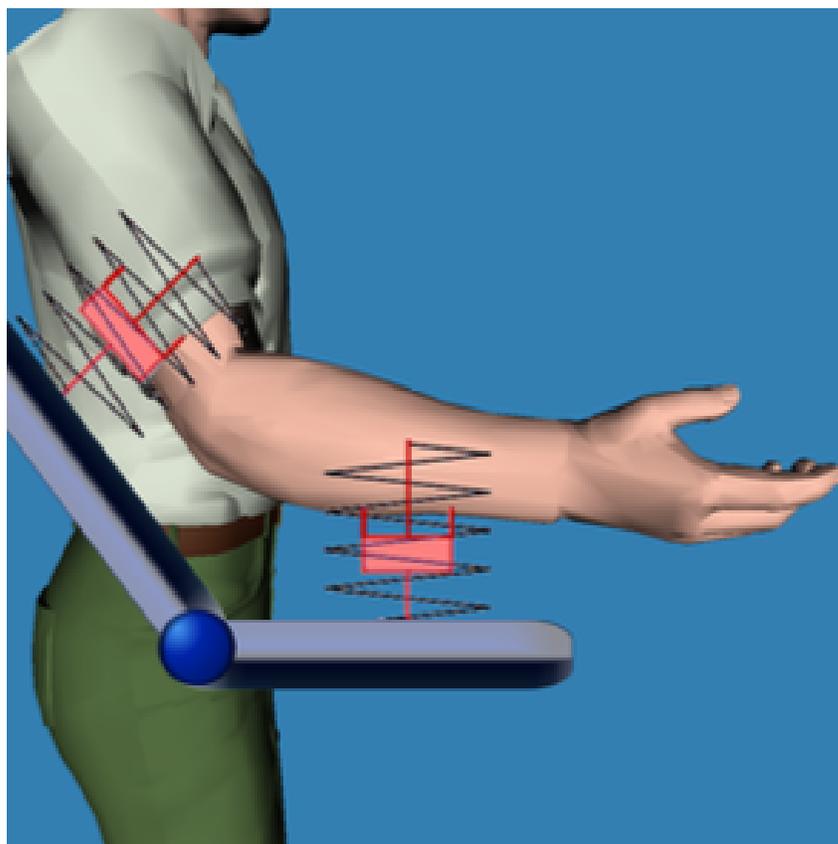


Figura 1.41: " Conexión muelle amortiguador entre el miembro superior y exoesqueleto."

Otra herramienta que tenemos disponible es Solid Edge, es un programa parametrizado de diseño asistido por computadora de piezas tridimensionales. Permite el modelado de piezas de distintos materiales, doblado de chapas, ensamblaje de conjuntos, soldadura, funciones de dibujo en plano para ingenieros.

1.7.2. Desarrollo software

En un primer acercamiento utilizaremos el entorno de desarrollo del eZ430-Chronos Development Tool.



Figura 1.42: " eZ430-Chronos Development Tool. Figura adaptada de Ez430-Chronos".

del cual tenemos varios ejemplos de desarrollo:

- el trabajo de [MS07], consistente en la configuración de una red simple en la que los dispositivos finales se comunican muestreando datos de temperatura y voltaje.
- el trabajo de [FLB12], consistente en la localización y seguimiento de de personas y materiales en interiores.
- el trabajo de [TC13], consistente en la mejora del F.O.C.U.S. que fue desarrollado para ayudar a mejorar el rendimiento académico de los estudiantes con TDAH, consiste en mejorar el prototipo actual para que no sea estigmatizante de modo que estudiantes de pregrado con TDAH pueden usarlo para ayudarlos mejorar su rendimiento académico. El dispositivo incluye la herramienta de desarrollo eZ430-Chronos (reloj digital) que controlará los dispositivos periféricos que se establecerán en el escritorio del estudiante. Estos dispositivos periféricos se pueden solicitar a

través de señal inalámbrica del reloj para distribuir señales recordatorias tales como vibraciones, pitidos y luz intermitente .

También podemos consultar el trabajo realizado sobre la detección temprana y el diagnóstico de la enfermedad de Parkinson. En este documento [GM14] , se diseña y desarrolla una herramienta inteligente para el diagnóstico de síndromes parkinsonianos utilizando relojes inalámbricos Texas Instruments eZ430-Chronos de bajo costo. Con esta herramienta inteligente, Parkinson Bradykinesia se detecta en función del ciclo de la marcha humana, con el reloj usado en el pie, y la temblor de Parkinson Tremor se detecta y difiere por la frecuencia de 0 a 8 Hz en el brazo en tiempo real con un desarrollo tabla de diagnóstico estadístico. Se puede utilizar en clínicas pequeñas y en el entorno doméstico debido a su bajo costo y facilidad de uso. en la siguiente figura 1.43 podemos ver un ejemplo de su interfaz gráfica.

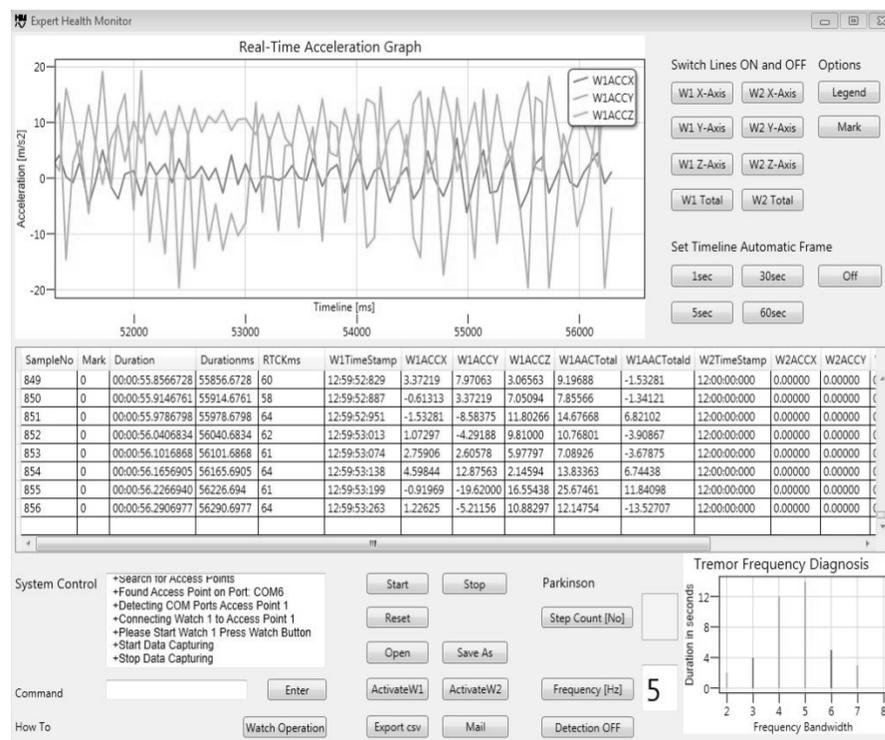


Figura 1.43: "Detalle aplicación software, eZ430-Chronos. Figura adaptada de [GM14]"

1.7.3. Recursos

Wiki - Texas Instruments: <http://processors.wiki.ti.com/index.php/EZ430-Chronos>.

Book: Microcontroller Programming and Interfacing. Texas Instruments MSP430. [BP11]

Capítulo 2

Ez-Chronos

El sistema presentado ha de tener un dispositivo que sea capaz de comunicarse con los sensores al mismo tiempo que permita trasladar los datos obtenidos por los mismos a una plataforma capaz de representarlos para poder ser de utilizad al diagnóstico del personal médico

2.1. Estudio plataforma Ez-Chronos

Dentro de los productos comerciales revisamos, hemos optado por realizar un primer acercamiento con el Ez-Chronos, principalmente por tener disponibles físicamente los dispositivos para su estudio.

2.1.1. Análisis del dispositivo

El eZ430-Chronos Black Board dispone de una serie de sensores integrados con la apariencia de un reloj deportivo como se muestra en la Figura 2.1. El Ez-Chronos esta basado en el Microcontrolador CC430F6137 y contiene un transmisor inalámbrico que permite la comunicación con el PC. También dispone de una memoria flash de 8kb para almacenar datos.



Figura 2.1: " eZ430-Chronos Development Tool. Figura adaptada de Ez430-Chronos".

Desde el conjunto de botones se acceden a las distintas funcionalidades del dispositivo.

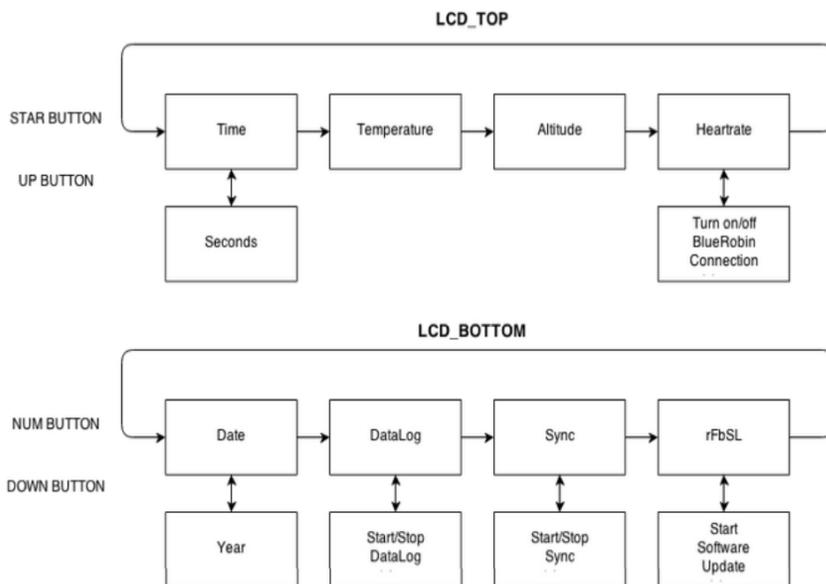


Figura 2.2: " eZ430-Chronos Botones. Figura adaptada de Ez430-Chronos".

2.2. Obtención de datos

El Ez-Chronos dispone de un modo online de envío de datos y también permite el uso del modo Data Log.

En nuestro caso estamos buscando un dispositivo que tuviera capacidad de almacenamiento de información, para que esto sea así hemos de actualizar el firmware para utilizar Chronos Datalogger.

Iniciamos el Centro de control del Chronos , seleccionamos "Wireless Update", seleccionamos el archivo correspondiente a nuestro modelo por ejemplo
 C:/Program Files/Texas Instruments/eZ430-Chronos/Recovery/
 Chronos Watch/Applications/eZ430_Chronos_Datalogger_433MHz_1_5.txt.

Luego procedemos a la actualización. En el reloj hemos de presionar el boton # varias veces hasta ver el modo rFbSI una vez mostrado presionamos el boton indicador abajo y comienza la actualización.

Una vez actualizado hemos de indicar al Chronos la información que queremos almacenar, como se indica en la siguiente Figura 2.3

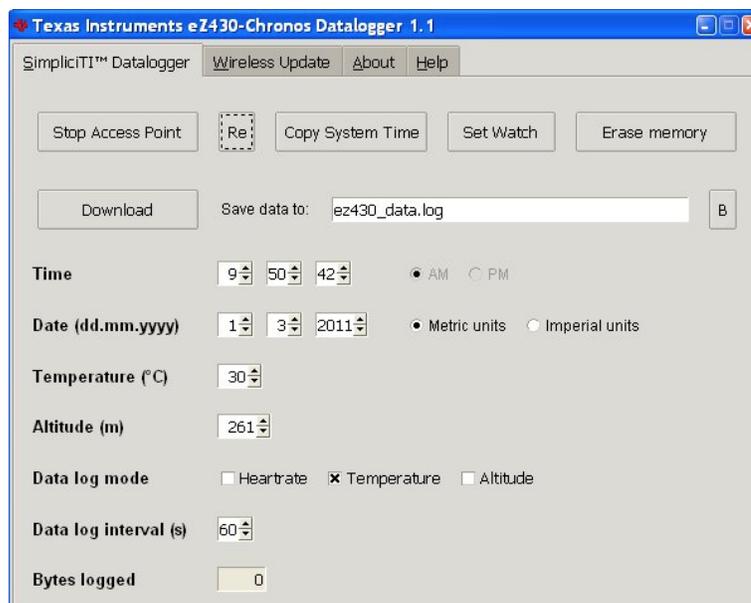


Figura 2.3: " eZ430-Chronos Data Logger. Figura adaptada de Ez430-Chronos".

2.2.1. Resultados

Durante la realización de las pruebas, comentamos las posibilidades con el doctor Miguel Angel Belmonte, la recogida de información que obteníamos del Ez-Chronos no se ajustaba a lo que él necesitaba, estábamos recogiendo datos sobre la movilidad de la mano en su conjunto, gracias a los acelerómetros de los que dispone el Ez-Chronos pero no era la información que estábamos buscando, ya que nos nos aportaba la información suficiente para poder validar la mejoría del paciente.

También hemos podido comprobar que el método de conexión del Ex-Chronos a través de su conexión USB no es multiplataforma, ni permite conexiones desde cualquier ubicación además de requerir unos conocimientos avanzados, así que decidimos estudiar otras posibilidades.

Capítulo 3

Plataforma de estudio y recogida datos Leap Motion

3.1. ¿Porqué Leap Motion?

Necesitábamos un mecanismo para medir la movilidad de las manos de los pacientes del área de reumatología para poder ayudar al diagnóstico sobre su evolución frente al tratamiento de su enfermedad.

Hemos decidido utilizar este dispositivo para nuestra implementación principalmente por dos motivos , el primero que lo teníamos disponible para su uso y gracias a su pequeño tamaño y sencillez de conexión lo hemos podido implementar desde casa, sin necesidad de disponer de una laboratorio, la segunda razón ha sido que es un dispositivo que permite reconocer de forma sencilla los movimientos de la mano, que es lo que necesitamos para poder estudiar su grado de movilidad

3.2. Descripción dispositivo Leap Motion

Leap Motion es un pequeño dispositivo cuya función es la de obtener información visual del movimiento de las manos, para ello Leap Motion cuenta con dos cámaras, tres LEDs y un microcontrolador como se muestra en la Figura . 3.1

Se conecta al ordenador mediante una conexión USB, es compatible con los sistemas operativos Windows, Linux y Mac.

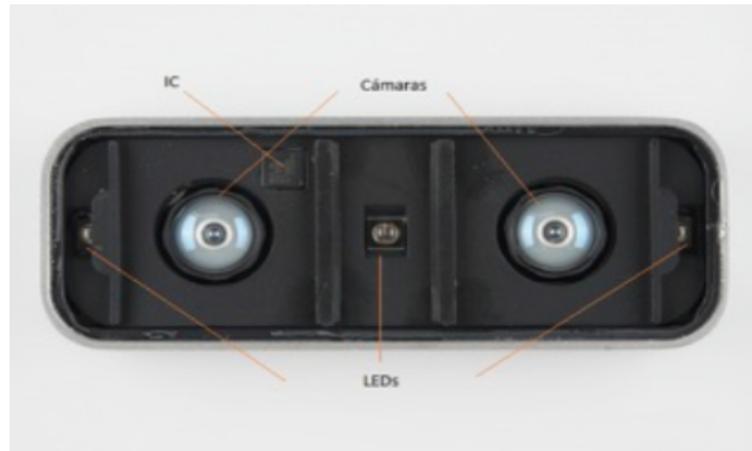


Figura 3.1: " Sistema de cámaras de Leap-Motion. Figura adaptada de <http://blog.showleap.com/2015/04/leap-motion-caracteristicas-tecnicas/>"

El dispositivo utiliza el sistema de coordenadas cartesianas, en donde, desde la posición del usuario, el origen se encuentra centrado en la parte superior del controlador. Los ejes 'x' y 'z' se encuentran en el plano horizontal, con el eje 'x' en dirección paralela al lado más largo del dispositivo y el sentido del eje 'z' apuntando hacia el usuario. El eje 'y' corresponde al eje vertical con sentido ascendente. como se muestra en la Figura: 3.2

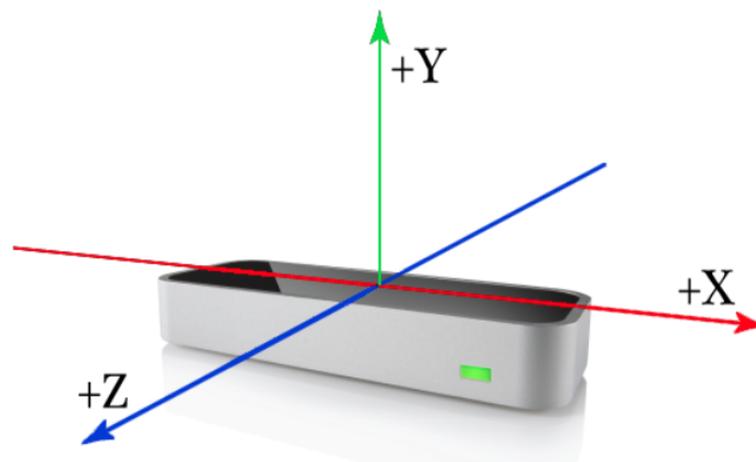


Figura 3.2: " Sistema de cámaras de Leap-Motion. Figura adaptada de <http://blog.showleap.com/2015/04/leap-motion-caracteristicas-tecnicas/>"

Lo que crea una zona de cobertura dentro de la cual el dispositivo recoge los datos de movimiento de las manos.

El leap Motion está siendo utilizado sobre todo en herramientas de reconocimiento de signos como podemos ver en el trabajo llevado a cabo por [KB17], en el cual se obtienen técnicas de extracción de características de la mano usando Leap Motion para ingresar al clasificador de Redes Neuronales Artificiales (ANN) y poder desarrollar un modelo para reconocer los gestos de las manos para los signos estáticos y dinámicos. En la siguiente figura podemos ver un esquema del sistema implementado.

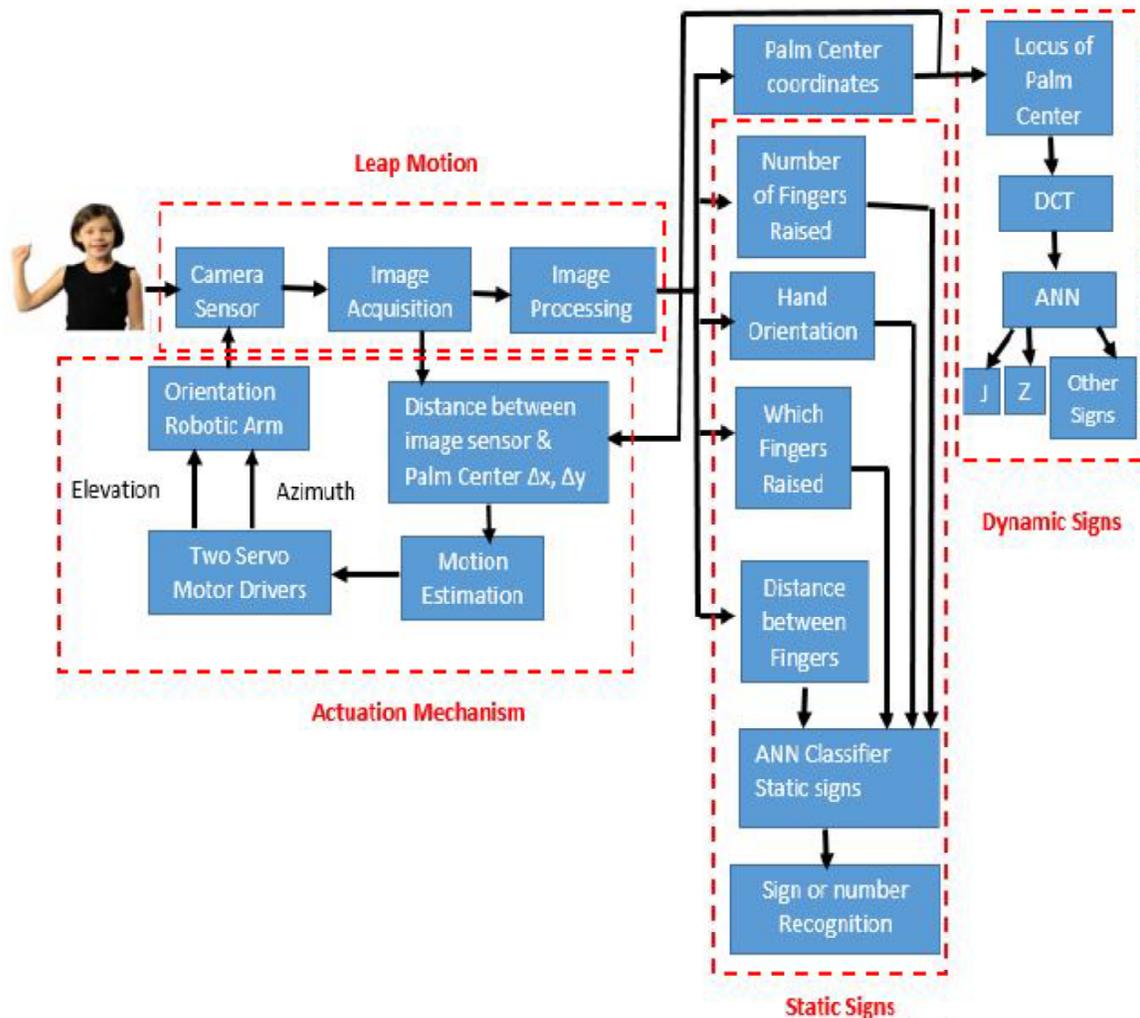


Figura 3.3: "Esquema ASL RECOGNITION. Figura adaptada de [KB17]"

3.3. API Leap Motion

La empresa distribuye APIs para poder programar en Python, Java, C++, C#, Objective-C, y JavaScript, además también distribuye plugins para los motores gráficos Unreal Engine y Unity. Leap Motion se puede programar en los siguientes lenguajes de programación y plataformas de desarrollo 3.4:



Figura 3.4: ” Lenguajes de programación y plataformas de desarrollo. Figura adaptada de <https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html>”

He decidido utilizar la API de Javascript ¹ por su sencillez en el desarrollo y ejecución de los prototipos.

3.3.1. API Leap Componentes

Primero creamos el bucle que recoge la información que nos envía el dispositivo.

```
1 Leap.loop(
2   function(frame) {...}
```

De todos sus componentes el que más nos interesa es el objeto Frame, ya que es la raíz de todos los datos de los objetos que analiza Leap Motion ver figura: 3.5 . Por cada interacción de las manos con el sensor, se tendrá un "frame" totalmente distinto. Se tiene un buffer para poder almacenar las tramas de hasta 60 miembros. Estás pueden usarse posteriormente para hacer cálculos con filtros para ajustar la sensibilidad del apuntador. El Frame nos da la posibilidad de acceder a todas las clases List, a partir de las cuales se puede acceder a una lista de objetos del mismo tipo y que aparecen en cada Frame.

¹API Javascript - <https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html>

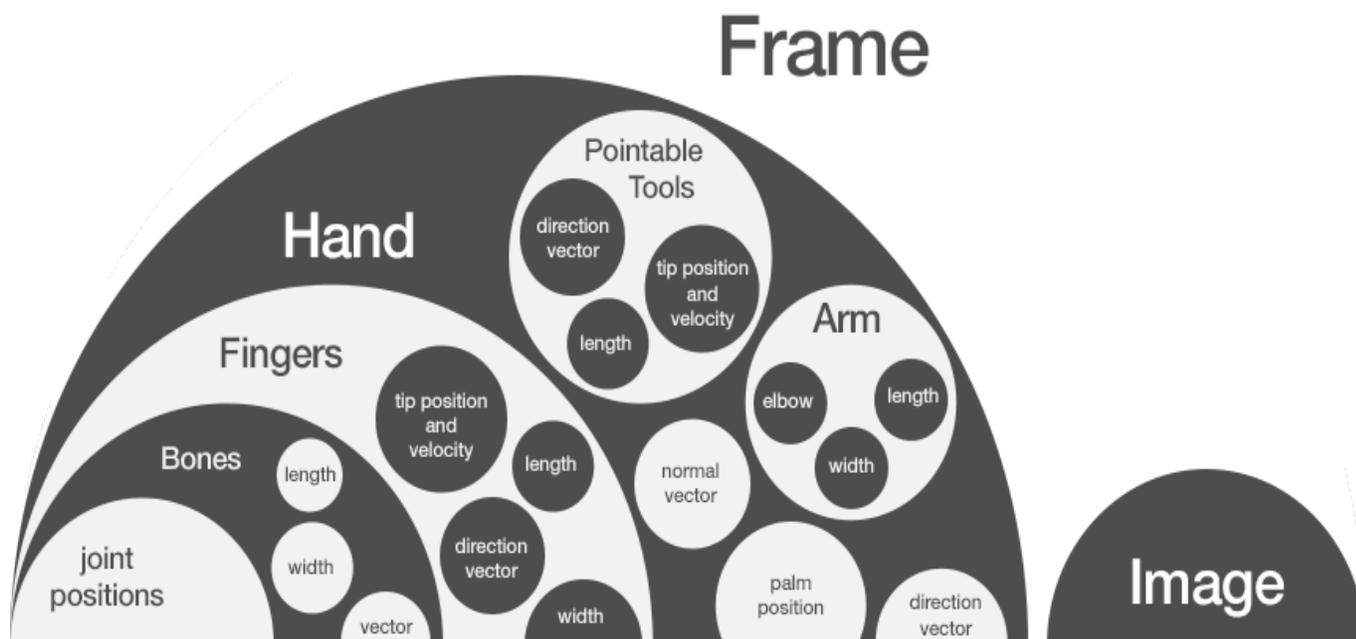


Figura 3.5: " Leap API - Frame <http://blog.leapmotion.com/getting-started-leap-motion-sdk/> "

Dentro de estos datos existen diferentes clases, la primera es la clase 'hand' en la cual están los datos sobre qué mano es (izquierda o derecha), la posición, la dirección e incluso el porcentaje de coincidencia de la mano detectada con el modelo interno que contiene el Leap Motion. En esta clase existen otras subclases, una de ellas es la clase 'arm' en la que existen datos sobre las orientaciones de los distintos brazos, sus longitudes, sus anchuras y donde finaliza cada uno de ellos, otra subclase es la referente a cada dedo, la clase 'finger', en la que se encuentran los datos sobre la dirección de los dedos, la posición de cada falange, el tamaño de cada una y el ángulo de estas, cada objeto de tipo Finger contiene objetos de tipo Bone. Además, como podemos observar, los objetos Finger y Bone son de tipo Pointable.

A continuación podemos ver un esquema figura 3.6 de las partes que componen el objeto Hand con su representación anatómica y en el API:

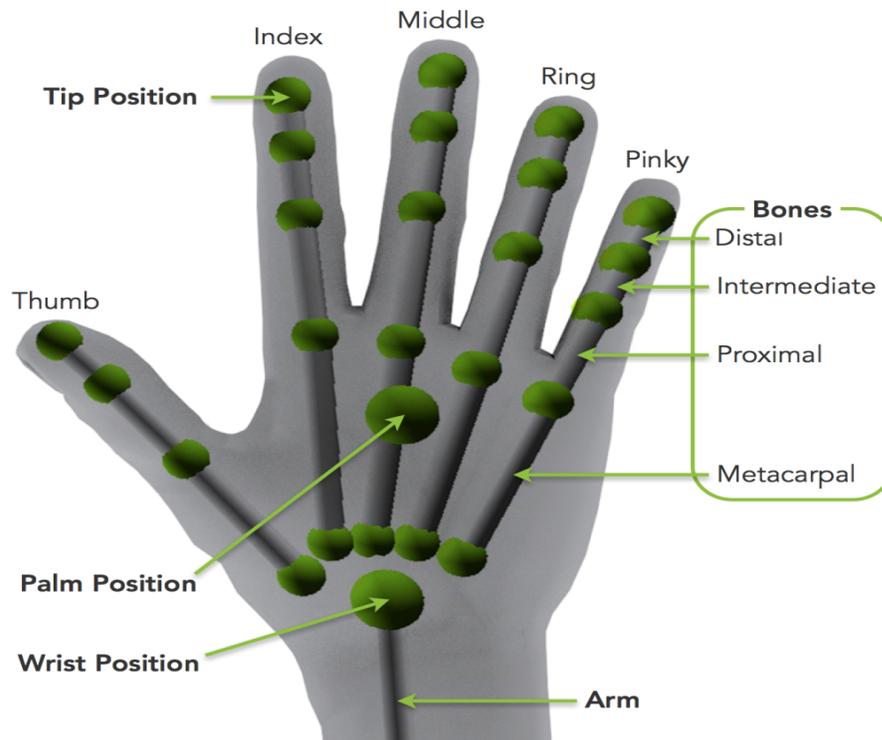


Figura 3.6: " Leap API - Componentes Hand. Figura adaptada de <https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html>"

Desde el objeto frame , podemos obtener la información de las manos detectadas.

```

1
2 var hand = frame.hands[i];
3
4     handString += "Hand ID: " + hand.id + "<br />";
5     handString += "Type: " + hand.type + " hand"
6         + "<br />";
7     handString += "Direction: "
8         + vectorToString(hand.direction, 2)
9         + "<br />";
10    handString += "Palm position: "
11        + vectorToString(hand.palmPosition)
12        + " mm<br />";
13    handString += "Grab strength: " + hand.grabStrength
14        + "<br />";
15    handString += "Pinch strength: "
16        + hand.pinchStrength + "<br />";
17    handString += "Confidence: " + hand.confidence
18        + "<br />";

```

```

19     handString += "Arm direction: "
20         + vectorToString(hand.arm.direction())
21         + "<br />";
22     handString += "Arm center: "
23         + vectorToString(hand.arm.center())
24         + "<br />";
25     handString += "Arm up vector: "
26         + vectorToString(hand.arm.basis[1])
27         + "<br />";

```

Ahora pasamos a definir los huesos y los dedos de nuestro modelo.

```

1 var fingerTypeMap = [ "Pulgar", "Indice", "Medio",
2     "Anular", "Menique" ];
3 var boneTypeMap = [ "Metacarpal", "Proximal phalanx", "Intermediate phalanx", "Distal phalanx" ];

```

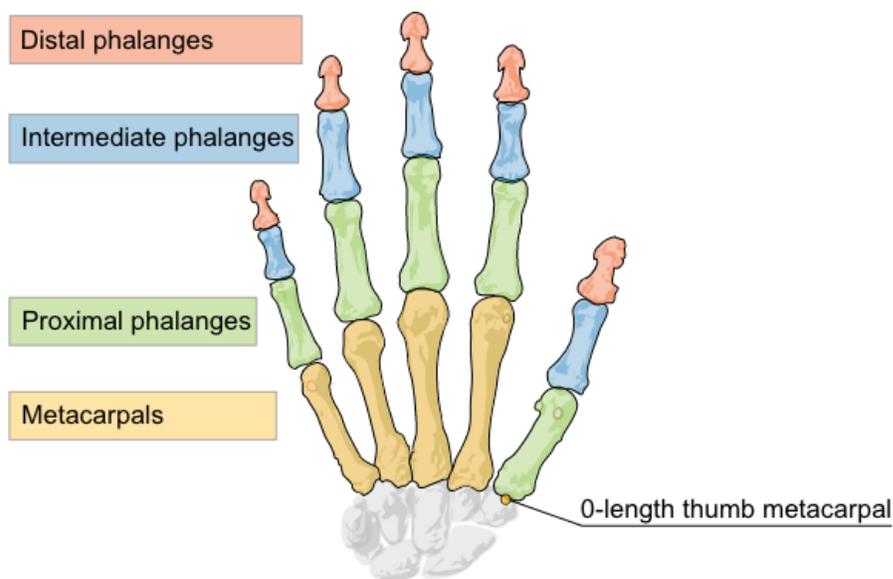


Figura 3.7: " Leap API - Finger object. Figura adaptada de <https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html> "

Cada frame tiene el conjunto de "pointables" que ha detectado el dispositivo. Del cual podemos obtener fácilmente su posición "pointable.tipPosition", elemento que contiene las coordenadas x,y,z del dedo en milímetros, un ejemplo completo lo podemos ver en el libro de [Spi13]

```

1 if ("Pulgar" == fingerTypeMap[pointable.type]) {vectorPulgar =pointable.tipPosition;}
2 if ("Indice" == fingerTypeMap[pointable.type]) {vectorIndice =pointable.tipPosition;}
3 if ("Medio" == fingerTypeMap[pointable.type]) { vectorMedio = pointable.tipPosition;}
4 if ("Anular" == fingerTypeMap[pointable.type]) {vectorAnular = pointable.tipPosition;}
5 if ("Meñique" == fingerTypeMap[pointable.type]) {vectorMeñique = pointable.tipPosition;}

```

una vez disponemos de los vectores de posición de cada dedo, pasamos a calcular su distancia con respecto al pulgar.

Utilizando la formula de la Distancia Euclídea:

$$d(A, B) = \sqrt{(x_B - x_A)^2 + (y_B - y_A)^2} \quad (3.1)$$

de todas las distancias obtenidas durante la sesión de captura de datos nos quedamos con la distancia mínima para cada dedo.

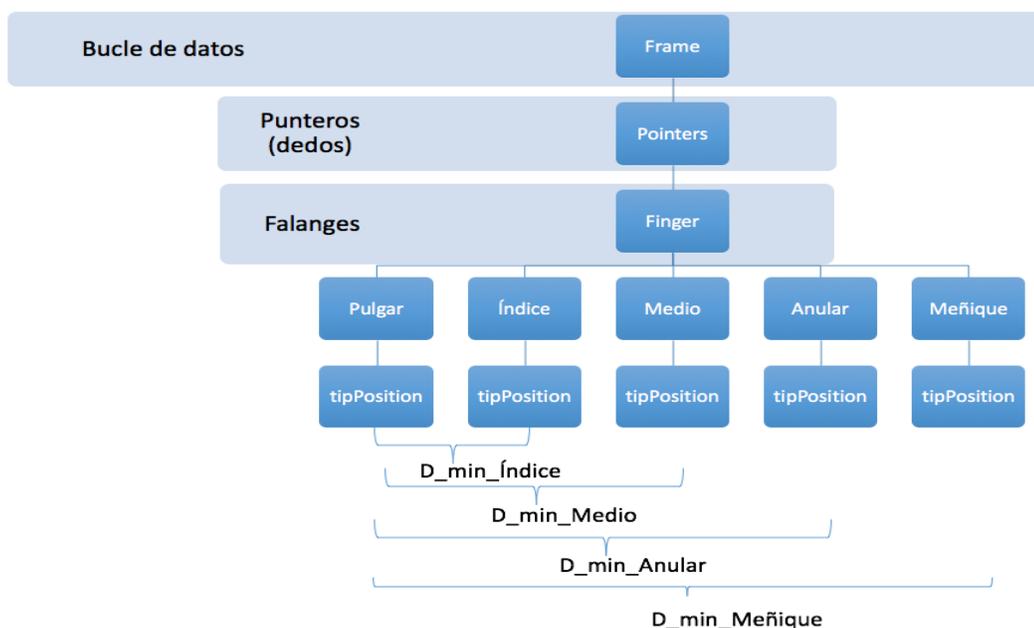


Figura 3.8: "Bucle de datos."

3.4. Plugins Leap Motion

Utilizamos varios plugins² que nos ayudan a interactuar mejor con el Leap Motion

²Leap API Plugins - <https://github.com/leapmotion/leapjs-plugins>

En la aplicación se va a utilizar la API proporcionadas por el fabricante, que proporcionan datos sobre, entre otras cosas, las posiciones de las manos con respecto al dispositivo, el movimiento y los gestos. A parte de la API, también se utilizarán algunos de los plugins [Inc14] que proporciona el fabricante en su página web para desarrolladores

LeapJS Plugins es la colección más básica de plugins que comparte la empresa y entre sus funcionalidades se encuentran, por ejemplo, obtener la posición de la mano en la pantalla que se extrapola de la posición en la que encuentra en el espacio de interacción del Leap Motion o hacer una translación, una rotación o un escalado de los datos proporcionados por el sensor rápidamente.

Hand Entry: evento que se lanza cuando se detecta una mano.

Playback: utilidad que permite grabar los movimientos de la mano.

JS Rigged Hand Plugin Para utilizar esta librería se necesita utilizar la librería gráfica Three.js³, librería que se utiliza para añadir la imagen de las manos en cualquier escena Three.js

Permite añadir fácilmente una representación de la mano al modelo

jestPlay Read Me Plugin⁴

Nos permite grabar nuestros gestos y movimientos guardando los datos que devuelve Leap Motion mediante JSON (siglas). El formato de los datos en JSON pero con información adicional, como el número de dedos, la distancia entre cada dedo o los ángulos de cada miembro. Al crear un movimiento, se obtiene un fichero con los datos, y estos se pueden introducir en el programa para que reproduzca el gesto visualmente. Por lo que al grabar la mano, la podemos reproducir.

³Manual Three - <https://threejs.org>

⁴JestPlay <https://github.com/jaanga/gestification/tree/gh-pages/cookbook/jest-play>

Capítulo 4

Prototipo

4.1. Diseño Prototipo

El prototipo consta de dos vistas, la primera de recogida de datos, y la segunda donde podemos realizar la comparativa de datos y ver la evolución del paciente.

La principal herramienta que se va a utilizar en la aplicación web, es el lenguaje de programación JavaScript, acompañado de HTML y CSS3 para el correcto funcionamiento de la aplicación. Se va a utilizar estos lenguajes ya que casi todos los navegadores actuales son compatibles con ellos y haciendo que la aplicación sea multiplataforma y se pueda utilizar en cualquier dispositivo electrónico.

4.2. Funcionamiento

El paciente debe colocarse delante del monitor que mostrará sus movimientos y resultados. El sistema monitorizará el movimiento de apertura y cierre de la mano, ejemplo real en la siguiente figura 4.1.

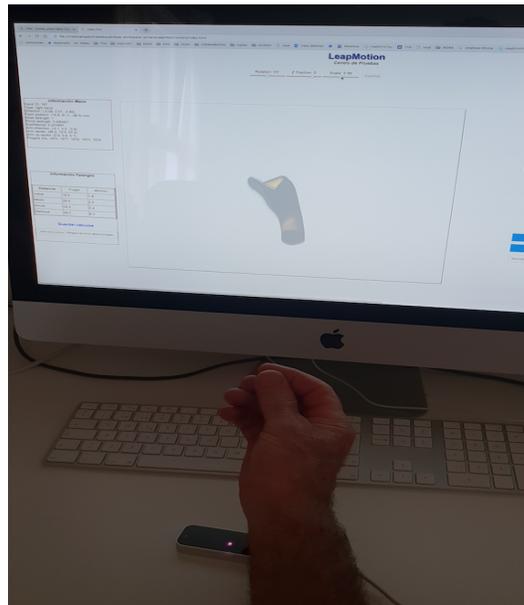
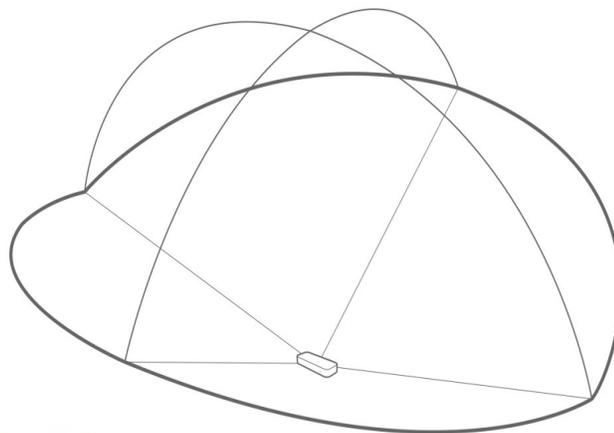


Figura 4.1: " Prueba captura datos usuario 77 años."

El dispositivo tiene un área de influencia, fuera de la cuál no es capaz de detectar los movimientos de la mano ver figura 4.2.



Interaction Area
2 feet above the controller, by 2 feet wide on each side
(150° angle), by 2 feet deep on each side (120° angle)

Figura 4.2: " Área de influencia Leap-Motion. Figura adaptada de <https://developer-archive.leapmotion.com/documentation/v2/javascript/index.html>"

Se registrará su movimiento y analizará la posición de la mano para saber la distancia entre las falanges y el dedo pulgar.

En la pantalla podemos ver los cálculos de distancia realizados y el mínimo obtenido con cada falange con respecto del pulgar.

Estos datos mínimos se ha de grabar para su posterior análisis.

También podemos guardar los datos completos de la sesión para poder reproducirlos si fuera necesario.

LeapMotion
Centro de Pruebas

Rotation: 0rr Z Position: 0 Scale: 0.5 Show/Fide

Información Mano

Hand ID: 224
 Type: left hand
 Direction: (0.45, 0.54, -0.71)
 Palm position: (-11.7, 107.2, -19.5) mm
 Grab strength: 0.934872
 Pinch strength: 1
 Confidence: 0.443651
 Arm direction: (0.3, 0.5, -0.8)
 Arm center: (-47.5, 59.6, 47.1)
 Arm up vector: (-0.9, 0.3, -0.2)
 Fingers IDs: 2240, 2241, 2242, 2243, 2244



Logs de datos - sesión

Información Falanges

Distancia	Pulgar	Mínimo
Índice	6.4	0.1
Medio	5.8	0.1
Anular	8.7	0.9
Meñique	13.4	6.0

Guardar cálculos

Seleccionar archivo: Ningún archivo seleccionado

Capturar Sesión

Guardar Sesión

Nombre del fichero de salida

Figura 4.3: " Prototipo captura datos."

Tras varias visitas médicas entre las cuales el paciente ha seguido el tratamiento indicado por su médico, y en las cuales se han tomado los datos, podemos pasar a ver la evolución de los mismo.

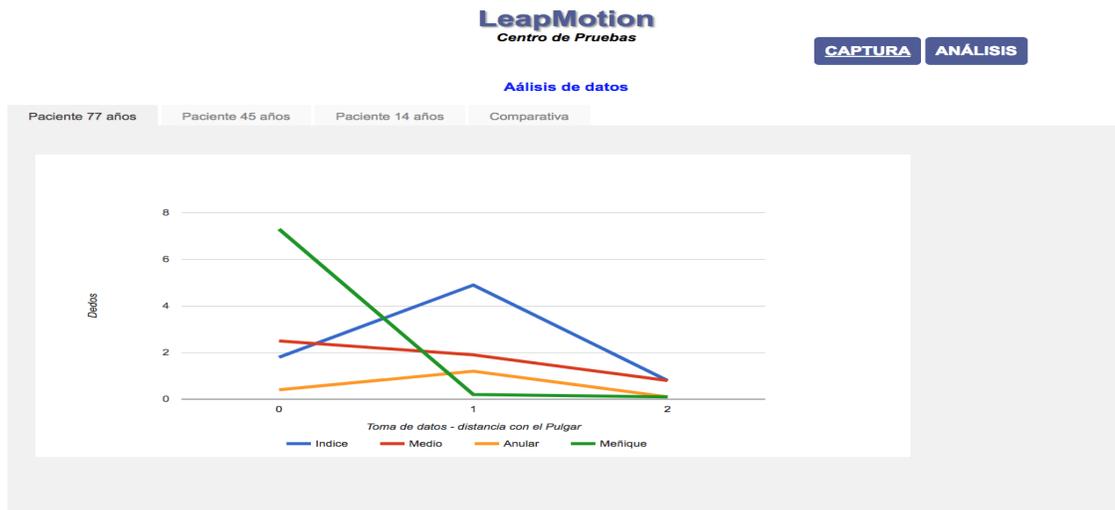


Figura 4.4: " Datos usuario 77 años, podemos ver 3 tomas de datos donde se indica en el valor del eje X, el número de la prueba, y en los valores del eje Y podemos ver la distancia de cada dedo con el dedo pulgar."

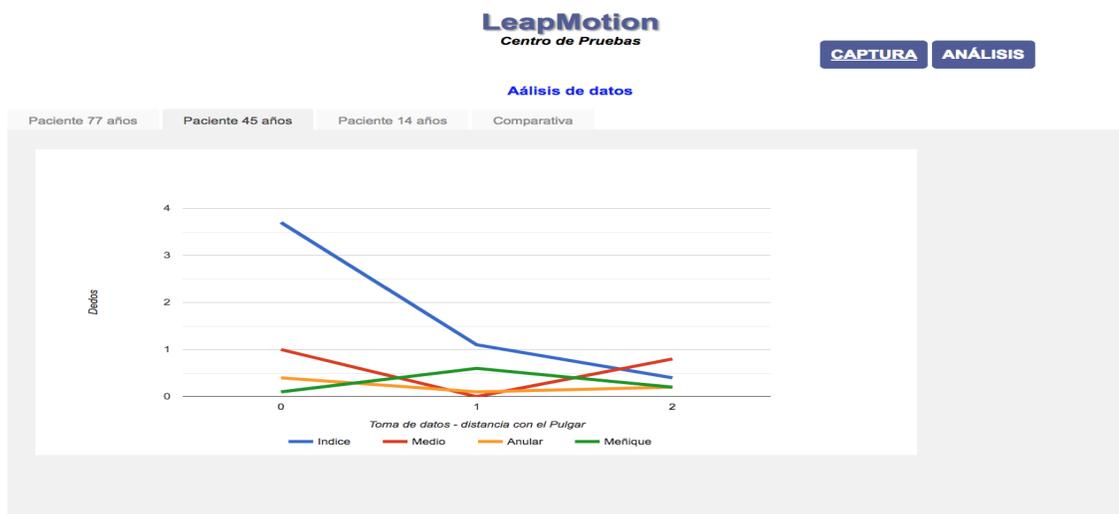


Figura 4.5: " Datos usuario 45 años, podemos ver 3 tomas de datos donde se indica en el valor del eje X, el número de la prueba, y en los valores del eje Y podemos ver la distancia de cada dedo con el dedo pulgar."



Figura 4.6: " Datos usuario 14 años, podemos ver 3 tomas de datos donde se indica en el valor del eje X, el número de la prueba, y en los valores del eje Y podemos ver la distancia de cada dedo con el dedo pulgar."

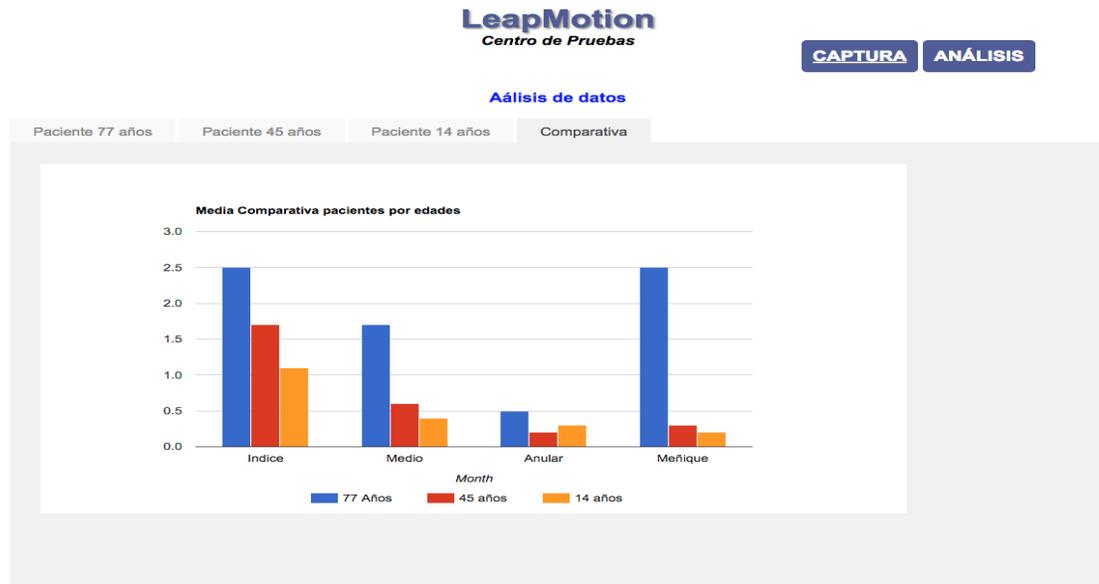


Figura 4.7: " Comparativa, en la gráfica podemos ver representados la media de los valores de las mediciones obtenidas en los tres grupos de edad estudiados, en el eje X podemos ver las diferentes agrupaciones por tipo de falange y en el eje de las Y podemos ver el valor medio de la distancia con el pulgar que tomó para cada grupo de edad."

Capítulo 5

Conclusiones y trabajo futuro

El uso del dispositivo Leap-Motion nos ha servido para poder valorar la interacción de dispositivos tecnológicos con los pacientes, sobre todo con los considerados no nativos digitales.

Este es un punto a tener en cuenta a la hora de desarrollar los componentes que han de interactuar con los pacientes, así como tener presente que se tendrá que dedicar una parte del esfuerzo a realizar un entrenamiento previo, para que puedan adaptarse a las nuevas tecnologías.

Los requisitos con los que comenzamos incluían una herramienta, que nos permitiera en la consulta del especialista, poder obtener una medida precisa de la capacidad de movilidad de la mano, relacionada con su capacidad de apertura o cierre.

Con este sistema hemos podido observar que esta medición es posible, aunque requiere de ajustes, ya que la distancia obtenida no siempre se ajusta a la realidad, ya que depende de la posición de la mano sobre el dispositivo para que pueda ser calculada de forma eficiente. Una vez cerrada la mano, esta debe moverse para que el dispositivo pueda ir calculando conforme a todas las vistas la distancia mínima de cada dedo con el pulgar.

Vemos que el Leap-motion tiene una serie de carencias que se deberán solventar en proyectos futuros, por ejemplo, para realizar un mejor seguimiento, se debería optar por un dispositivo autónomo que pudiera llevar el paciente consigo durante por ejemplo una semana.

De forma que fuera recogiendo datos de movilidad durante su día a día.

El sistema debería estar conectado a una base de datos para poder almacenar la información de los pacientes y poder adjuntarla a su expediente médico.

Un dispositivo más adecuado sería por ejemplo el Soft Robotic Glove ¹



Figura 5.1: " Soft Robotic Glove. Figura adaptada de [Cap+18]"

Que funciona tanto como ayuda al paciente como control de funcionalidad [Cap+18]

Como trabajo futuro considero que se debería seguir en esta línea. Buscar un dispositivo wearable y flexible con capacidad de almacenamiento de datos, que pudiese conectarse mediante Wifi a una plataforma online para la descarga y procesamiento de datos.

¹Soft Robotic Glove - <https://wyss.harvard.edu/technology/soft-robotic-glove/1>

Apéndice A

Publicaciones

1. **Tirado, Amparo**, Marín, Raúl and Martí, José V. and Belmonte, Miguel and J. Sanz, Pedro *BIOSENSORES PARA CONTROL Y SEGUIMIENTO PATOLOGÍAS REUMATOIDES*. En: XXXVIII Jornadas de Automatismo. September 2017. <http://ja2017.es/files/ActasJA2017.pdf>.

Bibliografía

- [AHN04] R Ariza-Ariza, B Hernández-Cruz y F Navarro-Sarabia. "The Spanish version of the BASDAI is reliable and correlates with disease activity in patients with ankylosing spondylitis". En: *Rev Esp Reumatol* 31 (2004), págs. 372-8.
- [Mau+06] Uwe Maurer y col. "eWatch: A wearable sensor and notification platform". En: *Proceedings - BSN 2006: International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*. Vol. 2006. 2006, págs. 142-145. ISBN: 0769525474. DOI: 10.1109/BSN.2006.24.
- [MS07] Miguel Morales y Zachery Shivers. "Wireless sensor monitor using the eZ430-RF2500". En: *Texas Instruments December 2007* (2007), págs. 1-21. URL: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en%7B%5C&%7DbtnG=Search%7B%5C&%7Dq=intitle:Wireless+Sensor+Monitor+Using+the+eZ430-RF2500%7B%5C#%7D5>.
- [FH08] C. Fleischer y G. Hommel. "A Human-Exoskeleton Interface Utilizing Electromyography". En: *IEEE Transactions on Robotics* 24.4 (ago. de 2008), págs. 872-882. ISSN: 1552-3098. DOI: 10.1109/TRD.2008.926860.
- [Pon08] José L. Pons. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. 2008, págs. 1-338. ISBN: 9780470512944. DOI: 10.1002/9780470987667. arXiv: arXiv:1011.1669v3.
- [BP11] Steven F Barrett y Daniel J Pack. "Microcontroller Programming and Interfacing Texas Instruments MSP430, Part I". En: *Synthesis Lectures on Digital Circuits and Systems* 6.2 (2011), págs. 1-198. ISSN: 19323166. DOI: 10.2200/S00317ED1V01Y201105DCS032. URL: <http://dx.doi.org/10.2200/S00317ED1V01Y201105DCS032>.

- [Gal+11] J. A. Gallego y col. "A soft wearable robot for tremor assessment and suppression". En: *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*. 2011, págs. 2249-2254. ISBN: 9781612843865. DOI: 10.1109/ICRA.2011.5979639.
- [Moh+11] I. N A Mohd Nordin y col. "EZ430-Chronos watch as a wireless health monitoring device". En: *IFMBE Proceedings*. Vol. 35 IFMBE. 2011, págs. 305-307. ISBN: 9783642217289. DOI: 10.1007/978-3-642-21729-6_79.
- [FLB12] Andreas Fink, Johannes Lange y Helmut Beikirch. "Radio-based indoor localization using the eZ430-Chronos platform". En: *2012 IEEE 1st International Symposium on Wireless Systems - Within the Conferences on Intelligent Data Acquisition and Advanced Computing Systems, IDAACS-SWS 2012*. 2012, págs. 19-22. ISBN: 9781467346771. DOI: 10.1109/IDAACS-SWS.2012.6377623.
- [Gut+12] Gerardo Gutierrez-Gutierrez y col. "Utilidad del electromiograma en el diagnostico de las miopatias inflamatorias". En: *Reumatología Clínica* 8.4 (2012), págs. 195-200. ISSN: 1699258X. DOI: 10.1016/j.reuma.2011.10.012.
- [Heo+12] Pilwon Heo y col. *Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering*. 2012. DOI: 10.1007/s12541-012-0107-2.
- [Mar+12] Jose V. Marti y col. "Localization of mobile sensors and actuators for intervention in low-visibility conditions: The ZigBee fingerprinting approach". En: *International Journal of Distributed Sensor Networks* (2012). ISSN: 15501329. DOI: 10.1155/2012/951213.
- [Spi13] Mischa Spiegelmock. *Leap Motion development essentials*. Birmingham: Packt Publ., 2013. URL: <http://cds.cern.ch/record/1633719>.
- [TC13] M. L. Thomas y J. L. Cezeaux. "Further Development of the F.O.C.U.S.: Facilitating On-going Concentration in Undergraduate Students". En: *2013 39th Annual Northeast Bioengineering Conference*. Abr. de 2013, págs. 283-284. DOI: 10.1109/NEBEC.2013.19.

- [Zha+13] Yanqing Zhang y col. "A Batteryless 19 uW MICS/ISM-Band Energy Harvesting Body Sensor Node SoC for ExG Applications". En: *Journal of Solid State Circuits* 48 (ene. de 2013), págs. 199-213.
- [Ben+14] A. Beneteau y col. "Low-cost wireless surface EMG sensor using the MSP430 microcontroller". En: *EDERC 2014 - Proceedings of the 6th European Embedded Design in Education and Research Conference*. 2014, págs. 264-268. ISBN: 9781479968411. DOI: 10.1109/EDERC.2014.6924401.
- [Cop+14] Dorin Copaci y col. "HERRAMIENTA DE SIMULACION PARA EL DESARROLLO DE EXOESQUELETOS BASADA EN MATLAB-SIMULINK". En: *XXXV Jornadas de Automatismos* September 2014 (sep. de 2014).
- [DBS14] J Diez, F J Badesa y J M Sabater. "Sistema robotico de tipo exoesqueleto para rehabilitacion de la mano". En: *Actas de las XXXV Jornadas de Automática* (2014), págs. 3-5.
- [Gar+14] M. Garbarino y col. "Empatica E3 - A wearable wireless multi-sensor device for real-time computerized biofeedback and data acquisition". En: *Journal* (nov. de 2014), págs. 39-42. DOI: 10.1109/MOBIHEALTH.2014.7015904.
- [GM14] Andreas Goll y Hongying Meng. "A Smart Tool for the Diagnosis of Parkinsonian Syndromes using Wireless Watches". En: *Smart Science* 2.4 (2014), págs. 178-184. DOI: 10.1080/23080477.2014.11665623. eprint: <http://dx.doi.org/10.1080/23080477.2014.11665623>. URL: <http://dx.doi.org/10.1080/23080477.2014.11665623>.
- [Inc14] Leap Motion Inc. "Javascript — Leap Motion Developers". En: (ago. de 2014), pág. 1. URL: <https://developer.leapmotion.com/javascript#plugins/>.
- [Jef14] Jefe Iñigo Rúa-figueroa and Fernández Larrinoa. "SOCIEDAD ESPAÑOLA DE REUMATOLOGÍA MANUAL SER Manual SER de diagnóstico y tratamiento de las enfermedades reumáticas autoinmunes sistémicas 1ª EDICIÓN". En: *Elsevier* 1 (2014), págs. 5-1.

- [Mor+14] Francisco J. Mora-Becerra y col. "Characterizing the RF performance of the eZ430-Chronos wrist watch". En: *IEEE International Conference on Electro Information Technology*. 2014, págs. 399-403. ISBN: 9781479947744. DOI: 10.1109/EIT.2014.6871797.
- [Rib+14] B. Ribeiro y col. "Development of a low power wireless network to support elderly people based on eZ430-Chronos and SimpliciTI". En: *EDERC 2014 - Proceedings of the 6th European Embedded Design in Education and Research Conference*. 2014. ISBN: 9781479968411. DOI: 10.1109/EDERC.2014.6924349.
- [Toh+14] Wang Yun Toh y col. "Autonomous wearable sensor nodes with flexible energy harvesting". En: *IEEE Sensors Journal* 14.7 (2014), págs. 2299-2306. ISSN: 1530437X. DOI: 10.1109/JSEN.2014.2309900.
- [Che+15] Ying Chen y col. "Breathable and Stretchable Temperature Sensors Inspired by Skin". En: *Scientific Reports* 5.1 (sep. de 2015), pág. 11505. ISSN: 2045-2322. DOI: 10.1038/srep11505. URL: <https://tinyurl.com/yc5q46qc>.
- [IC15] Hyunki In y Kyu-jin Cho. "Exo-Glove : Soft wearable robot for the hand using soft tendon routing system". En: *IEEE Robotics & Automation* 22.March 2015 (2015), págs. 97-105. ISSN: 1070-9932. DOI: 10.1109/MRA.2014.2362863.
- [Muk15] Subhas Chandra Mukhopadhyay. *Wearable sensors for human activity monitoring: A review*. 2015. DOI: 10.1109/JSEN.2014.2370945.
- [WM15] J. Wannenburg y R. Malekian. "Body Sensor Network for Mobile Health Monitoring, a Diagnosis and Anticipating System". En: *IEEE Sensors Journal* 15.12 (dic. de 2015), págs. 6839-6852. ISSN: 1530-437X. DOI: 10.1109/JSEN.2015.2464773.
- [Ame+16] S. Amendola y col. "Design, Calibration and Experimentation of an Epidermal RFID Sensor for Remote Temperature Monitoring". En: *IEEE Sensors Journal* 16.19 (2016), págs. 7250-7257. ISSN: 1530437X. DOI: 10.1109/JSEN.2016.2594582.

- [CBV16] Miguel Carballo, Marcell Barrero y Alex Villazón. "FiMAN: SISTEMA COMPUTERIZADO PARA ANÁLISIS DE MOVIMIENTOS DIGITALES". es. En: *Investigación Desarrollo 1* (de 2016), págs. 86-101. ISSN: 2518-4431. URL: http://www.scielo.org.bo/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2518-44312016000100008&nrm=iso.
- [Díe+16] Jorge A Díez y col. "Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment". En: *Advances in Mechanical Engineering* 8.9 (2016), pág. 1687814016670282. DOI: 10.1177/1687814016670282. eprint: <https://doi.org/10.1177/1687814016670282>. URL: <https://doi.org/10.1177/1687814016670282>.
- [FT16] M. Frydrysiak y L. Tesiorowski. "Wearable textronic system for protecting elderly people". En: *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*. Mayo de 2016, págs. 1-6. DOI: 10.1109/MeMeA.2016.7533699.
- [GB16] B. Grimm y S. Bolink. "Evaluating physical function and activity in the elderly patient using wearable motion sensors". En: *EFORT Open Reviews* 1.5 (2016), págs. 112-120. ISSN: 2396-7544. DOI: 10.1302/2058-5241.1.160022. URL: <http://www.efortopenreviews.org/lookup/doi/10.1302/2058-5241.1.160022>.
- [Kha+16] Yasser Khan y col. "Monitoring of Vital Signs with Flexible and Wearable Medical Devices". En: *Advanced Materials* 28.22 (2016), págs. 4373-4395. ISSN: 1521-4095. DOI: 10.1002/adma.201504366. URL: <http://dx.doi.org/10.1002/adma.201504366>.
- [Nak+16] Tatsuya Nakamura y col. "Development of Flexible and Wide - Range Polymer - Based Temperature Sensor for Human Bodies". En: *2016 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI)* (2016), págs. 485-488. DOI: 10.1109/BHI.2016.7455940.
- [Pow+16] Valerie Power y col. "Exploring User Requirements for a Lower Body Soft Exoskeleton to Assist Mobility". En: *Proceedings of the 9th ACM International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments - PETRA '16*. 2016, págs. 1-6. ISBN: 9781450343374. DOI: 10.1145/2910674.2935827. URL: <http://dl.acm.org/citation.cfm?doid=2910674.2935827>.

- [Den+17] Fang Deng y col. "Wearable Thermoelectric Power Generators Combined with Flexible Supercapacitor for Low-Power Human Diagnosis Devices". En: *IEEE Transactions on Industrial Electronics* 64.2 (2017), págs. 1477-1485. ISSN: 02780046. DOI: 10.1109/TIE.2016.2613063.
- [Did+17] Jakob L. Dideriksen y col. "Electrical stimulation of afferent pathways for the suppression of pathological tremor". En: *Frontiers in Neuroscience* 11.APR (2017). ISSN: 1662453X. DOI: 10.3389/fnins.2017.00178.
- [JA+17] Díez J.A. y col. "Diseño de sensor Óptico de fuerza para exoesqueleto de mano". En: *XXXVIII Jornadas de Automatismo* 1.September 2017 (2017).
- [Jau+17] Inigo Jauregi y col. "UHF RFID Temperature Sensor Assisted with Body-Heat Dissipation Energy Harvesting". En: *IEEE Sensors Journal* 17.5 (2017), págs. 1471-1478. ISSN: 1530437X. DOI: 10.1109/JSEN.2016.2638473.
- [KB17] Rania Ahmed Kadry y Abdelgawad Birry. "Asl Recognition Using Leap Motion and Hand Tracking Mechanism". En: *International Journal of Advances in Electronics and Computer Science* (2017).
- [Moo+17] Yaejin Moon y col. "Monitoring gait in multiple sclerosis with novel wearable motion sensors". En: *PLoS ONE* 12.2 (2017). ISSN: 19326203. DOI: 10.1371/journal.pone.0171346. arXiv: NIHMS150003.
- [Ort+17] Jesus Ortiz y col. "XoSoft - A vision for a soft modular lower limb exoskeleton". En: *Biosystems and Biorobotics*. Vol. 16. 2017, págs. 83-88. ISBN: 978-3-319-46531-9. DOI: 10.1007/978-3-319-46532-6_14.
- [Van+17] Fabio Vanoglio y col. "Feasibility and efficacy of a robotic device for hand rehabilitation in hemiplegic stroke patients: a randomized pilot controlled study". En: *Clinical Rehabilitation* 31.3 (2017). PMID: 27056250, págs. 351-360. DOI: 10.1177/0269215516642606. eprint: <https://doi.org/10.1177/0269215516642606>. URL: <https://doi.org/10.1177/0269215516642606>.
- [Vel+17] M.A. Velasco1 y col. "ASSESSMENT OF TREMOR SEVERITY IN PATIENTS WITH ESSENTIAL TREMOR USING SMARTWATCHES". En: *XXXVIII Jornadas de Automatismo* 1.September 2017 (2017).

- [YKC17] Sung-Sik Yun, Brian Byunghyun Kang y Kyu-Jin Cho. “Exo-Glove PM: An Easily Customizable Modularized Pneumatic Assistive Glove”. En: *IEEE Robotics and Automation Letters* 2.3 (2017), págs. 1725-1732. ISSN: 2377-3766. DOI: 10.1109/LRA.2017.2678545. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7872427/>.
- [Cap+18] Leonardo Cappello y col. “Assisting hand function after spinal cord injury with a fabric-based soft robotic glove”. En: *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15.1 (jun. de 2018), pág. 59. ISSN: 1743-0003. DOI: 10.1186/s12984-018-0391-x. URL: <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0391-x>.