



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA

– **TELECOM** ESCUELA
TÉCNICA **VLC** SUPERIOR
DE INGENIERÍA DE
TELECOMUNICACIÓN

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería de
Telecomunicación

Diseño de antenas flexibles para circuitos biométricos
integrables en prendas de vestir.

Trabajo Fin de Máster

Máster Universitario en Ingeniería de Telecomunicación

AUTOR/A: González Marco, Carlos

Tutor/a: Cabedo Fabrés, Marta

Cotutor/a: Teruel Juanes, Roberto

CURSO ACADÉMICO: 2022/2023

Agradecimientos

Quiero aprovechar estas líneas para agradecer, en primer lugar, toda la orientación y ayuda que me han brindado Dña. Marta Cabedo Fabrés y D. Roberto Teruel Juanes durante la tutorización de este trabajo. También dar las gracias al profesor D. José Manuel Mossi García por su primera propuesta de trabajo y su apoyo frente al cambio de temática del proyecto. Asimismo, quisiera destacar la labor pedagógica de las profesoras y profesores que me han acompañado durante mi etapa en el Máster Universitario en Ingeniería de Telecomunicación de la Universitat Politècnica de València.

Posiblemente, este trabajo no podría haberse llevado a término sin la comprensión y la flexibilidad que tuvieron mis responsables laborales mientras trabajaba a la par que cursaba el máster. Por ello, debo dar las gracias a las personas que componen los equipos de trabajo del Área de Sistemas de la Información y las Comunicaciones (ASIC) y del Departamento de Ingeniería de la Construcción y de Proyectos de Ingeniería Civil (DICPIC), por su cercanía y amabilidad ante cualquier situación.

Por supuesto, no puedo (ni debo) olvidar a todas las compañeras y compañeros de clase, con quienes he compartido grandes experiencias, pero he de destacar especialmente a mi amigo Francisco Javier Curieses Sanz y a Isabel Junquera Godoy, de quienes siempre recibí el ánimo para terminar el proyecto a pesar de las dificultades.

Y, como no podía ser de otro modo, la parte más importante del trabajo se la debo a mi familia. Mi madre Gloria, mi padre Carlos, mi hermana Gloria y mi pareja Cristina (y sus padres, hermanos y abuelos...) seguían atentamente mis progresos y estaban ahí brindándome todo su apoyo. Pero, principalmente, el mérito de este esfuerzo va dirigido a mis *yayos*, Josefina y Carlos, a quienes siempre tendré en mi corazón y en mi memoria, muy bien acompañados por mi abuelo Lucio.

Resumen

El presente trabajo de fin de máster plantea la utilización de antenas flexibles en circuitos de medición de signos vitales en el ser humano, condicionados a su disposición sobre prendas de vestir, con el objetivo de transmitir de forma regular la información recopilada a un dispositivo móvil mediante la tecnología Bluetooth Low Energy (banda 2,402-2,480 GHz).

En primer lugar, se introducirá el concepto de signo vital y se realizará un breve recorrido histórico sobre las técnicas y dispositivos que permiten la medición de los signos vitales, mencionando algunas de sus aplicaciones más destacadas. Seguidamente, y recurriendo a un proceso de revisión sistemática, se obtendrán los ejemplos más recientes y significativos de módulos sensores y antenas, con el objetivo de realizar una muestra de los componentes más habituales para abordar la fabricación de circuitos biosensores.

Tomando como base un caso de uso particular, fundado en un circuito electrónico de medición de signos vitales que será introducido en una prenda textil elástica (sugiriéndose un modelo de banda pectoral), se analizará la selección de antenas propuestas para identificar su capacidad de integración en el sistema y la respuesta electromagnética tras su disposición sobre el cuerpo humano.

Enmarcado en la investigación de tecnologías que resuelvan el acceso a sistemas de control sanitario, de una forma eficiente, económica, no invasiva y cómoda para la persona usuaria, este proyecto se relaciona con los Objetivos de Desarrollo Sostenible siguientes:

- Objetivo 3: Salud y bienestar. Gracias al estudio e integración de antenas flexibles, el dispositivo propuesto contribuiría al objetivo de garantizar una vida saludable y el bienestar facilitando el acceso a la captación y monitorización de los signos vitales, permitiendo un seguimiento continuo y accesible del estado de salud, y ayudando a identificar problemas de salud de manera temprana, favoreciendo la atención y tratamiento de forma más eficaz.
- Objetivo 9: Industria, innovación e infraestructura. El proyecto se alinea con este objetivo gracias a la portabilidad y economía brindadas por el sistema, permitiendo una mayor accesibilidad por parte de los pacientes en cualquier momento y lugar, y dotándole de una mayor dimensión gracias a su integrabilidad con servicios en la nube, fomentando así la construcción de infraestructuras sociosanitarias avanzadas y el fomento de la innovación en el campo de la salud.

Palabras clave

Antenas flexibles, Sensores corporales, Circuitos vestibles, Bluetooth, Signos vitales.

OBJETIVOS DE DESARROLLO SOSTENIBLE



Resum

El present treball de fi de màster planteja la utilització d'antenes flexibles en circuits de mesurament de signes vitals en l'ésser humà, condicionats a la seua disposició sobre peces de vestir, amb l'objectiu de transmetre de forma regular la informació recopilada a un dispositiu mòbil mitjançant la tecnologia Bluetooth Low Energy (banda 2,402-2,480 GHz).

En primer lloc, s'introduirà el concepte de signe vital i es realitzarà un breu recorregut històric sobre les tècniques i dispositius que permeten el mesurament dels signes vitals, esmentant algunes de les seues aplicacions més destacades. Seguidament, i recorrent a un procés de revisió sistemàtica, s'obtidran els exemples més recents i significatius de mòduls sensors i antenes, amb l'objectiu de realitzar una mostra dels components més habituals per a abordar la fabricació de circuits *biosensores.

Prenent com a base un cas d'ús particular, fundat en un circuit electrònic de mesurament de signes vitals que serà introduït en una peça tèxtil elàstica (sugerint-se un model de banda pectoral), s'analitzarà la selecció d'antenes proposades per a identificar la seua capacitat d'integració en el sistema i la resposta electromagnètica després de la seua disposició sobre el cos humà.

Emmarcat en la investigació de tecnologies que resolguen l'accés a sistemes de control sanitari, d'una forma eficient, econòmica, no invasiva i còmoda per a la persona usuària, aquest projecte es relaciona amb els Objectius de Desenvolupament Sostenible següents:

- Objectiu 3: Salut i benestar. Gràcies a l'estudi i integració d'antenes flexibles, el dispositiu proposat contribuiria a l'objectiu de garantir una vida saludable i el benestar facilitant l'accés a la captació i monitoratge dels signes vitals, permetent un seguiment continu i accessible de l'estat de salut, i ajudant a identificar problemes de salut de manera primerenca, afavorint la atenció i tractament de forma més eficaç.
- Objectiu 9: Indústria, innovació i infraestructura. El projecte s'alinea amb aquest objectiu gràcies a la portabilitat i economia brindades pel sistema, permetent una major accessibilitat per part dels pacients en qualsevol moment i lloc, i dotant-li d'una major dimensió gràcies a la seua integrabilitat amb serveis en el núvol, fomentant així la construcció d'infraestructures sociosanitàries avançades i el foment de la innovació en el camp de la salut.

Paraules clau

Antenes flexibles, Sensors corporals, Circuits vestibles, Bluetooth, Signes vitals.



Abstract

The present master's thesis proposes the use of flexible antennas in circuits for measuring vital signs in humans, conditioned to their arrangement on clothing, with the objective of regularly transmitting the information collected to a mobile device via Bluetooth Low Energy technology (2.402-2.480 GHz band).

First of all, the concept of vital signs will be introduced and a brief historical overview of the techniques and devices that allow the measurement of vital signs will be given, mentioning some of their most outstanding applications. Then, using a systematic review process, the most recent and significant examples of sensor modules and antennas will be obtained, with the aim of making a sample of the most common components for the manufacture of biosensor circuits.

Based on a particular use case, based on an electronic circuit for measuring vital signs that will be inserted in an elastic textile garment (suggesting a chest band model), the selection of proposed antennas will be analysed to identify their capacity for integration in the system and the electromagnetic response after their arrangement on the human body.

As part of the research into technologies that provide access to health monitoring systems in an efficient, economical, non-invasive and user-friendly way, this project is related to the following Sustainable Development Goals:

- Goal 3: Health and well-being. Thanks to the study and integration of flexible antennas, the proposed device would contribute to the objective of ensuring a healthy life and well-being by facilitating access to the capture and monitoring of vital signs, enabling continuous and accessible monitoring of the state of health, and helping to identify health problems early, favouring the care and treatment more effectively.
- Objective 9: Industry, innovation and infrastructure. The project is aligned with this objective thanks to the portability and economy provided by the system, allowing greater accessibility by patients at any time and place, and giving it a greater dimension thanks to its integrability with cloud services, thus fostering the construction of advanced social and healthcare infrastructures and the promotion of innovation in the field of health.

Keywords

Flexible Antennas, Body Sensors, Wearable Circuits, Bluetooth, Vital Signs.



Índice general

1. Prólogo	15
1.1. Motivación	15
1.2. Objetivos	16
1.3. Estructura del documento	16
2. Fundamentos teóricos	17
2.1. Los signos vitales	17
2.1.1. Definición	17
2.2. Instrumentos de medición	19
2.2.1. Dispositivos analógicos	19
2.2.2. Dispositivos digitales	20
2.3. Definición de antena	23
2.4. Parámetros fundamentales	24
2.4.1. Patrón de radiación	24
2.4.2. Campos de onda	25
2.4.3. Directividad y ganancia	26
2.4.4. Eficiencia	27
2.4.5. Ancho de banda	27
2.4.6. Polarización	27
2.4.7. Parámetros de dispersión	28
2.5. Clasificación de las antenas	29
2.5.1. Antena dipolo	30
2.5.2. Antena monopolo	31
2.5.3. Antena ILA (<i>inverted L antenna</i>)	33
2.5.4. Antena de microcinta (<i>microstrip</i>)	33
2.5.5. Antena IFA (<i>inverted F antenna</i>)	34
2.5.6. Antena de parche (<i>patch</i>)	35
2.5.7. Antena ranurada (<i>slot</i>)	36
2.5.8. Antena de cavidad (<i>cavity</i>)	37
2.6. Espectro de frecuencias y Bluetooth	38
3. Estado del arte	39
3.1. Metodología de revisión	39
3.2. Artículos seleccionados	44
3.2.1. Dispositivos presentes en los artículos	44
3.2.2. Conclusiones	45
3.3. Dispositivos comerciales	46

3.3.1.	Bandas pectorales	47
3.3.2.	Pulseras	48
3.3.3.	Prendas de vestir	49
3.3.4.	Otros dispositivos	50
3.3.5.	Comentarios acerca de los dispositivos	50
4.	Propuesta proyectiva	51
4.1.	Requisitos informáticos	51
4.1.1.	Recursos físicos	51
4.1.2.	Aplicaciones de propósito general	52
4.1.2.1.	Overleaf (v. 3.x)	52
4.1.2.2.	Inkscape (v. 1.2.2)	53
4.1.3.	Aplicaciones científicas	53
4.1.3.1.	Simulia CST Studio Suite (v. 2020)	53
4.1.3.2.	Simulia Antenna Magus (v. 2020)	54
4.1.3.3.	KiCad EDA (v. 7.0.5)	54
4.2.	Estructura de desglose del trabajo (EDT)	55
4.3.	Cronograma del proyecto	56
5.	Planteamiento de la red biométrica	57
5.1.	Módulo de control	58
5.2.	Módulo de comunicaciones	59
5.3.	Módulo de medición	60
5.3.1.	Sensor de frecuencia respiratoria	60
5.3.2.	Sensor de frecuencia cardíaca	62
5.3.3.	Sensor de temperatura	63
5.3.4.	Sensor de presión sanguínea	64
5.4.	Módulo de alimentación	65
6.	Diseño y estudio del transmisor	67
6.1.	Propuesta de análisis	67
6.1.1.	Selección de antenas	67
6.1.2.	Descripción del diseño 1	68
6.1.3.	Descripción del diseño 2	69
6.1.4.	Descripción del diseño 3	70
6.1.5.	Materiales	71
6.2.	Estudio en el espacio libre	72
6.2.1.	Antena PIFA	72
6.2.2.	Monopolo plano	74
6.2.3.	Antena de cavidad ranurada	76
6.3.	Estudio sobre el cuerpo humano	78
6.3.1.	Antena PIFA	80
6.3.2.	Monopolo plano	83
6.3.3.	Antena de cavidad ranurada	86
6.4.	Estudio sobre el cuerpo humano con curvatura	89
6.4.1.	Antena PIFA	89
6.4.2.	Monopolo plano	91
6.4.3.	Antena de cavidad ranurada	93

6.5. Análisis de resultados	95
6.6. Aplicación y evaluación del sistema	96
7. Conclusiones	99
7.1. Trabajo futuro	100
Bibliografía	101
Anexos	107
Anexo I: Signos vitales	107
Anexo II: Herramienta de descarga de artículos	123
Anexo III: Artículos revisados con PRISMA	128

Índice de tablas

2.1. Comparación de parámetros fundamentales de las antenas	24
3.1. Bases de datos para la revisión bibliográfica.	39
3.2. Palabras clave para la revisión bibliográfica.	40
3.3. Registros indexados en las bases de datos nacionales e internacionales.	40
3.4. Registros indexados en las bases de datos internacionales, con los términos adicionales <i>medical</i> y <i>BLE</i> , y posteriores al año 2009).	42
3.5. Comparativa entre dispositivos comerciales	46
6.1. Capas que conforman la sección transversal del tórax.	78
6.2. Tabla comparativa de las antenas en los diferentes escenarios	95
6.3. Precio estimado de los componentes	96
7.1. Artículos aceptados durante la revisión	130
7.2. Artículos descartados durante la revisión	132

Índice de ecuaciones

2.1. Directividad de una antena	26
2.2. Ganancia de una antena	26
2.3. Eficiencia de una antena	27
2.4. Cálculo del ancho de banda relativo de una antena	27
2.5. Relación de parámetros S en una red de dos puertos	28
5.1. Cálculo de la resistencia del sensor de ritmo respiratorio	61

Índice de figuras

2.1. Instrumentos médicos de Santori	19
2.2. Termómetro electrónico digital para uso clínico (1973)	21
2.3. Dispositivo de medición de la presión sanguínea y el pulso (1975)	21
2.4. Sistema de monitorización para dispositivos respiratorios (1963)	22
2.5. Representación de la antena como dispositivo transmisor	23
2.6. Patrón de radiación de un dipolo	25
2.7. Regiones de campos típicas en función de la longitud de onda	26
2.8. Esquema de una red de dos puertos	28
2.9. Esquema de un dipolo cilíndrico	30
2.10. Modelización de un dipolo cilíndrico	30
2.11. Esquema de un monopolo cilíndrico	31
2.12. Modelización de un monopolo cilíndrico	31
2.13. Esquema de un monopolo trapezoidal con guía de onda coplanar	32
2.14. Modelización de monopolo trapezoidal (parche)	32
2.15. Relación entre un monopolo, una ILA y una IFA	33
2.16. Esquema de una antena IFA	34
2.17. Modelización de una antena IFA	34
2.18. Esquema de una antena de parche	35
2.19. Esquema de una antena ranurada	36
2.20. Modelización de una antena ranurada	36
2.21. Esquema de una antena de cavidad	37
2.22. Modelización de una antena de cavidad	37
2.23. Espectro electromagnético	38
3.1. Comparación entre los registros indexados en las bases de datos internacionales y las españolas.	41
3.2. Diagrama de flujo de la revisión bibliográfica	43
4.1. Estructura de desglose del trabajo (EDT)	55
4.2. Cronograma del proyecto	56
5.1. Representación del circuito sobre la banda pectoral	57
5.2. Aspecto del microcontrolador ATmega328P	58
5.3. Aspecto del módulo de comunicaciones FSC-BT826	59
5.4. Estructuras para los patrones con Velostat	60
5.5. Divisor de tensión	61
5.6. Ejemplo comercial del AD8232	62
5.7. Representación del LM35	63

5.8. Proceso de carga de una batería Li-Ion mediante el módulo TP4056	65
6.1. Diseño 1. Antena PIFA con meandros	68
6.2. Diseño 2. Monopolo planar propuesto por Dey et al.	69
6.3. Diseño 3. Antena de cavidad ranurada propuesta por Wong et al.	70
6.4. Modelo 1. Perspectiva isométrica (espacio libre)	72
6.5. Modelo 1. Parámetros S_{11} (espacio libre)	72
6.6. Modelo 1. Directividad en campo lejano (espacio libre)	73
6.7. Modelo 1. Cortes en campo lejano (espacio libre)	73
6.8. Modelo 2. Perspectiva isométrica (espacio libre)	74
6.9. Modelo 2. Parámetros S_{11} (espacio libre)	74
6.10. Modelo 2. Directividad en campo lejano (espacio libre)	75
6.11. Modelo 2. Cortes en campo lejano (espacio libre)	75
6.12. Modelo 3. Perspectiva isométrica (espacio libre)	76
6.13. Modelo 3. Parámetros S_{11} (espacio libre)	76
6.14. Modelo 3. Directividad en campo lejano (espacio libre)	77
6.15. Modelo 3. Cortes en campo lejano (espacio libre)	77
6.16. Planos anatómicos y sección sagital de la caja torácica.	78
6.17. Modelización del bloque multicapa corporal	79
6.18. Modelo 1. Perspectiva isométrica (presencia del cuerpo)	80
6.19. Modelo 1. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo)	81
6.20. Modelo 1. Cortes en campo lejano (presencia del cuerpo)	81
6.21. Modelo 1. Directividad en campo lejano (presencia del cuerpo) con el modelo	82
6.22. Modelo 1. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo) con el modelo	82
6.23. Modelo 2. Perspectiva isométrica (presencia del cuerpo)	83
6.24. Modelo 2. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo)	84
6.25. Modelo 2. Cortes en campo lejano (presencia del cuerpo)	84
6.26. Modelo 1. Directividad en campo lejano (presencia del cuerpo) con el modelo	85
6.27. Modelo 1. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo) con el modelo	85
6.28. Modelo 3. Perspectiva isométrica (presencia del cuerpo)	86
6.29. Modelo 3. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo)	87
6.30. Modelo 3. Cortes en campo lejano (presencia del cuerpo)	87
6.31. Modelo 1. Directividad en campo lejano (presencia del cuerpo) con el modelo	88
6.32. Modelo 1. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo) con el modelo	88
6.33. Modelo 1. Perspectiva isométrica (plano corporal curvado)	89
6.34. Modelo 1. Parámetros S_{11} (plano corporal curvado)	90
6.35. Modelo 1. Cortes en campo lejano (plano corporal curvado)	90
6.36. Modelo 2. Perspectiva isométrica (plano corporal curvado)	91
6.37. Modelo 2. Parámetros S_{11} (plano corporal curvado)	92
6.38. Modelo 2. Cortes en campo lejano (plano corporal curvado)	92
6.39. Modelo 3. Perspectiva isométrica (plano corporal curvado)	93
6.40. Operación de curvatura en CST Studio sobre el modelo 3	93
6.41. Modelo 3. Parámetros S_{11} (plano corporal curvado)	94
6.42. Modelo 3. Cortes en campo lejano (plano corporal curvado)	94
6.43. Circuito propuesto para la aplicación biométrica del sistema	97
7.1. Estructura interna del corazón	108
7.2. Tipos de células cardíacas y potencial de acción	109

Listado de siglas empleadas

ATP *Adenosine triphosphate* (adenosín trifosfato), es un nucleótido que actúa como principal fuente de energía celular, siendo utilizado por el organismo para la transferencia energética. Esto se debe a que puede almacenar hasta 12,000 cal por mol en condiciones fisiológicas, [1, p. 260] aunque en algunas reacciones químicas sólo se consume una pequeña cantidad, disipándose el resto en forma de calor. [2, c. 73, p. 903] El ATP y, en menor medida, el GTP (guanosín trifosfato), son consumidos por distintas enzimas en los procesos metabólicos que tienen lugar en el interior de las células. Su fórmula molecular es $C_{10}H_{16}N_5O_{13}P_3$.

NRS *Numerical Pain Rating Scale* (escala numérica de valoración dolor), más conocida como *Numerical Rating Scale*, es una escala numérica que contiene 11 unidades, y que permite documentar el dolor percibido por un paciente. La escala parte del valor 0 (sin dolor) y transcurre por los rangos 1-3 (dolor leve), 4-6 (dolor moderado) y 7-10 (dolor severo), siendo 10 el peor dolor posible. Otros sistemas ampliamente utilizados son el *Visual Analog Scale* o VAS (Similar al NRS, pero sólo con las indicaciones “0” y “10” en los extremos) y el *Verbal Rating/Descriptor Scale* o VRS/VDS (en lugar de representar marcas numéricas, la escala presenta la descripción de severidad del dolor). [3].

STP *Standard temperature and pressure* (estándar de temperatura y presión), definido por la Unión Internacional de Química Pura y Aplicada o IUPAC como una condición con temperatura normalizada de 273,0 °K (0 °C), y presión normalizada de 10^5 Pa (1 bar, aprox. 0,986 atm). [4, p. 2217].

U.S. HHS *United States Department of Health and Human Services* (Departamento de Salud y Servicios Humanos de los Estados Unidos), gabinete del gobierno federal encargado de la gestión de la salud pública..

Capítulo 1

Prólogo

1.1. Motivación

Desde los orígenes de la radiocomunicación, el diseño de antenas ha sido un punto clave para conseguir transmitir y recibir la información de la forma más eficiente posible, y bajo la caracterización del entorno al que están expuestas.

Las primeras antenas desarrolladas tenían por objeto el estudio de las propiedades electromagnéticas (experimentos de Faraday en la década de 1830), la demostración de la telecomunicación a través de ondas de radio (dipolos de Hertz a finales de 1880) y su explotación comercial (transmisiones transatlánticas de Marconi en 1901), o el desarrollo de sistemas directivos (antena Yagi-Uda en 1926). [5]

En los años 70, el progreso en la fabricación de placas de circuitos impresos permitió la reducción sustancial de las antenas mediante la impresión de líneas de transmisión o parches. En las siguientes décadas, la invención de diferentes antenas planares se introdujo en el mercado de dispositivos electrónicos de todo tipo, pero muy especialmente en el campo de las telecomunicaciones gracias al surgimiento del teléfono móvil y, actualmente, al *Internet of Things* o IoT.

De forma paralela a la miniaturización de las antenas, los sensores electrónicos han sufrido un desarrollo similar. Todo ello permite su combinación en dispositivos de medición de todo tipo, siendo terrenos de especial interés los médicos y sociosanitarios.

Los dispositivos médicos son utensilios que tienen por objeto participar en el diagnóstico, el tratamiento o el seguimiento de los pacientes por parte de los profesionales sanitarios o por ellos mismos. Su utilización puede incurrir en métodos inocuos o invasivos, por lo que su fabricación y difusión se encuentra sensiblemente regulada en cada país por las administraciones competentes.

Los cambios tecnológicos han inclinado la tendencia actual, tanto en la atención primaria como en la especializada, hacia el modelo de la telemedicina, lo que no sólo permite tratar a los pacientes a distancia, sino también facilitar su seguimiento dentro de su entorno particular. Los dispositivos electrónicos de carácter médico han supuesto evitar desplazamientos regulares o estancias prolongadas en clínicas por parte de los pacientes, estableciendo un método clínico cómodo y sencillo de llevar a cabo.

Generalmente, los dispositivos existentes en el mercado poseen una memoria donde se registra la actividad del paciente; terminada su monitorización, esta información es recuperada por el profesional sanitario para su análisis. Uno de los ejemplos más comunes son las unidades portátiles para la realización de pruebas de sueño a domicilio, que en su formato más habitual presentan sensores para medir el ritmo respiratorio, el nivel de oxígeno y la frecuencia cardíaca, todos ellos conectados mediante cables a una unidad de procesamiento portátil con una batería recargable incorporada.

A pesar de las innovaciones dentro de este campo, las unidades portátiles de medición de los signos vitales siguen siendo dispositivos técnicamente complejos y económicamente costosos, además de presentar limitaciones prácticas como la duración de las baterías, la capacidad máxima de las memorias, o la difícil manejabilidad por parte de las personas usuarias.

Por ello, se hace patente la necesidad de implementar mejoras en estos dispositivos, tales como la renuncia a los sistemas cableados en pos de medios inalámbricos, la integración de los sensores en un soporte más cómodo y fácil de utilizar, así como la simplificación de las unidades de procesamiento a interfaces de comunicación generalistas, delegando el coste computacional en dispositivos más próximos a los usuarios finales, como los teléfonos inteligentes, que a su vez permitan una vía de comunicación directa con los profesionales sanitarios.

1.2. Objetivos

Los objetivos marcados para el estudio son:

1. Estudiar el estado del arte acerca de las antenas flexibles y los dispositivos de monitorización biométrica que las integran.
2. Desarrollar una antena flexible que pueda ser integrada en prendas de vestir.
3. Evaluar la antena ante la presencia de un plano de masa (cuerpo humano) que pueda desintonizarla, y analizar su respuesta frente a esfuerzos naturales de flexión.
4. Plantear un caso práctico donde la antena se pueda integrar en un circuito de medición de signos vitales.

1.3. Estructura del documento

Con el objetivo de cubrir las expectativas del proyecto, el presente documento se estructura de la siguiente forma:

- Fundamentos teóricos: se abordarán todos los aspectos relacionados con los signos vitales, los instrumentos de medición y la teoría básica de antenas.
- Estado del arte: se analizarán los estudios científicos relacionados, así como los dispositivos comerciales más populares.
- Propuesta proyectiva: se plantearán los márgenes de actuación del proyecto, estableciendo los recursos y el tiempo requeridos.
- Planteamiento de la red biométrica: se propondrán una serie de módulos para el desarrollo de un sistema sensor.
- Diseño y estudio del transmisor: se evaluará un conjunto de antenas bajo diferentes escenarios, se seleccionará la más adecuada y se integrará en el sistema biométrico.

Capítulo 2

Fundamentos teóricos

2.1. Los signos vitales

La definición de “biométrico”, que figura en el título del presente trabajo, está relacionada con la medición y análisis de aquellas características físicas o comportamentales, que resultan únicas en un individuo. Según el Diccionario del Instituto Nacional del Cáncer, la biométrica es la *ciencia en la que se obtienen y analizan datos biológicos o de salud por medio de métodos estadísticos (...)*.¹

El término es ampliamente recurrido en diversos ámbitos de la tecnología, como pueden ser la identificación y autenticación de personas, la seguridad pública, el control de asistencia, o la privacidad en sistemas de atención.

Una de las categorías específicas del estudio biométrico son los signos vitales, que resultan de especial interés en aplicaciones del mundo de la salud, involucrando la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades. En las próximas líneas se ampliará este concepto, así como las técnicas que permiten la medición de los signos vitales y sus principales instrumentos sensores.

2.1.1. Definición

Los signos vitales son un conjunto de características médicas que permiten determinar el estado fisiológico del cuerpo humano, debido a que reflejan el comportamiento del organismo a través de sus funciones básicas.

Actualmente, es universalmente aceptado que las señales principales englobadas en este grupo son: la presión arterial, el ritmo respiratorio, el pulso o ritmo cardíaco, y la temperatura corporal. Estos cuatro signos vitales son conocidos como signos primarios, y son considerados un estándar en el entorno sanitario. En otros contextos, diferentes características humanas pueden considerarse como signos vitales, como la saturación de oxígeno en sangre [6] o su nivel de glucosa [7], la disnea [8] o el dolor² [9].

Para los signos primarios, el rango de presentación que refleja un estado de salud positivo viene

¹ Fuente: <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/biometria>. Última consulta: 07/03/2023.

² La medición clínica del dolor se basa en patrones subjetivos (como la escala NRS), por lo que su inclusión como quinto signo vital ha sido objeto de controversia.

determinado por diversos factores, tales como la edad, el sexo, el peso, la aptitud para el ejercicio físico, y el estado general de salud. Los valores habituales para una persona adulta en estado de reposo son: [10]

- Presión arterial: de 90/60 a 120/80 milímetros de mercurio (mm Hg).³
- Ritmo respiratorio: de 12 a 18 respiraciones por minuto (RPP).⁴
- Pulso: entre 60 y 100 pulsos por minuto (PPM).
- Temperatura: entre 36,5 y 37,3 grados Celsius (°C).

Los signos vitales anteriormente mencionados son fruto de la operación de órganos cruciales para el funcionamiento del organismo. Sin embargo, estos parámetros no se expresan únicamente por la actuación de un conjunto reducido de órganos concretos, sino que su presencia implica un complejo entramado de aparatos y sistemas particulares,⁵ y es por ello que permiten reflejar estados de salud generales

Debido a que su análisis pormenorizado excedería el alcance del proyecto, en el Anexo I: Signos vitales (p. 107) podrá encontrarse más información sobre los cuatro signos vitales fundamentales, los mecanismos fisiológicos que los provocan y las principales enfermedades asociadas a unos valores deficientes de los mismos.

³ La presión arterial se mide de forma diferenciada cuando el corazón se contrae (presión sistólica, con valor más alto) y cuando se relaja (presión diastólica, valor más bajo). Por ejemplo, un valor de 120/80 mm Hg representaría una presión de 120 sobre 80 milímetros de mercurio. [11]

⁴ Otros autores señalan el rango en 12 a 15 RPP. [12]

⁵ Si bien algunos autores utilizan de forma indistinta los términos *sistema* y *aparato*, [13] otros consideran que, aunque ambos términos definen a un conjunto de órganos que colaboran en la realización de una tarea común, el término *sistema* indica que los órganos tienen una estructura y origen similares (producto de una misma hoja germinativa), mientras que *aparato* denota que la agrupación queda conformada por órganos heterogéneos. [14]

2.2. Instrumentos de medición

2.2.1. Dispositivos analógicos

Los instrumentos básicos para medir los signos vitales son: el esfigmomanómetro (medición indirecta de la presión arterial), el termómetro (medición directa de la temperatura), y el reloj (medición directa de los ritmos respiratorio y cardíaco).⁶

Si bien los signos vitales han sido foco de estudio desde la medicina antigua, la instrumentación capaz de medirlos con certidumbre es relativamente reciente. Uno de los primeros médicos en emplear dispositivos de precisión fue el justinopolitano Santorio Santori (1561-1636), abanderado de la medicina iatrofísica⁷ e inventor de un reloj medidor de pulso en 1602 (siendo, bajo el nombre de *pulsilogium*, el primer dispositivo mecánico de la historia de la medicina), así como del termómetro clínico de alcohol en 1612 (introducido en 1625 en el *Commentaria in primam Fen primi libri Canonis Avicennae*). Ambos artilugios pueden apreciarse en la Figura 2.1.

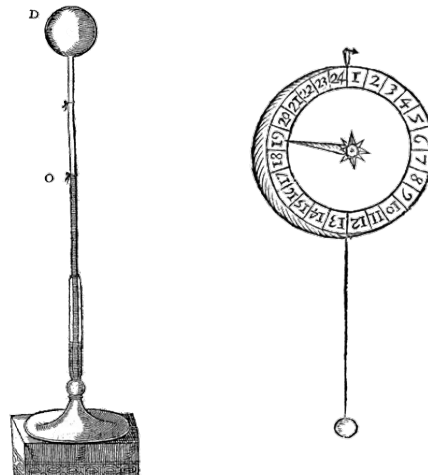


Figura 2.1: Instrumentos médicos de Santori. A la izquierda, el termómetro clínico, cuya esfera superior o bulbo debía introducirse en la boca del paciente para determinar su temperatura, mediante el ascenso o descenso del volumen de alcohol en el interior del tubo graduado. [15, p. 22] A la derecha, un *pulsilogium* con dial de 24 grados que, una vez anudado un dedo, permitía fijar la frecuencia de las pulsaciones detectada estirando o acortando un péndulo formado por un hilo de seda y una bola de plomo que se ponía en movimiento; debido a la relación existente entre la longitud del péndulo y su período de oscilación (independientemente de la masa aplicada en el extremo),⁸ era posible graduar esa frecuencia en el dial, y así determinar la pulsación del paciente o detectar cambios o irregularidades en la misma, estableciendo una comparación con el valor marcado en el *pulsilogium*. [15, p. 364]

⁶ Para una escucha más precisa de las señales corporales, es habitual su uso junto con el estetoscopio.

⁷ La medicina iatrofísica fue una corriente científica surgida en el siglo XVII que pretendía identificar las patologías humanas e identificar los patrones fisiológicos mediante la aplicación de la teoría física, influida por autores como René Descartes o Galileo Galilei.

⁸ Período de un péndulo simple: $T = 2\pi \cdot \sqrt{L/g}$; siendo T el período (s), L la longitud (m) del péndulo desde el punto de suspensión hasta el centro de masa del objeto suspendido, y $g \approx 9,8$ la aceleración de la gravedad (m/s^2).

Los inventos de Santori sirvieron de precedente para otros desarrollos y mejoras en el campo de la medición de la temperatura y las pulsaciones de los pacientes. En 1707, el médico inglés John Floyer (1649-1734) publicó una investigación exponiendo una variante del reloj de Santori desarrollada por el mismo, bajo el título *The Physician's Pulse-watch*, siendo un importante promotor de la medición del pulso en el campo del estudio clínico. Por su parte, el polaco Daniel Gabriel Fahrenheit (1686-1736) perfeccionó el termómetro de Santori y desarrolló en 1714 el termómetro de mercurio, dotado de una mayor precisión, e incorporando en 1724 la escala de medición que lleva su nombre.

En el siglo XIX, el alemán Ludwig Taube (1818-1876), adscrito a la corriente de la patología experimental, fomentaría la adición del patrón respiratorio como nuevo signo vital. Finalmente, la medición del cuarto signo vital se extendería gracias a la invención del esfigmomanómetro por el checo Samuel Siegfried Karl von Basch (1837-1905) en 1881 y su versión mejorada en 1896 por el piemontés Scipione Riva-Rocci (1863-1937). [16]

2.2.2. Dispositivos digitales

Tras los avances en el estudio de la electricidad y el magnetismo, el surgimiento de la física electrónica en el siglo XX abriría las puertas al desarrollo de los modernos dispositivos de medición. En el campo de la medicina clínica, uno de los avances más destacados sería la invención del primer termómetro electrónico digital para uso clínico, desarrollado por F. K. Mueller, B. O. Martin, J. P. Chandler y R. C. Martin, y patentado en EE. UU. por la Royal Medical Corporation en 1973. [17] Tal y como puede apreciarse en la Figura 2.2, se trataba de un dispositivo portátil alimentado con baterías y acoplable a los cuadernos de notas para su uso por el personal de enfermería de los hospitales, que permitía capturar la temperatura en varias partes del cuerpo mediante el uso de una sonda con funda desechable. La medición se basaba en la utilización de dos termistores (uno para la detección de la temperatura, y otro para el circuito de precalentamiento).⁹

Con respecto a la medición de la presión sanguínea, en 1974 la empresa japonesa Matsushita Electric Industrial Co. (actualmente Panasonic) patentaría en el estado nipón el primer oscilómetro digital, capaz de medir las presiones sistólica y diastólica utilizando un micrófono y dos filtros paso banda, detectando así los sonidos de Korotkov.¹⁰ [18] Un año después, la compañía ampliaría el dispositivo integrando un sensor que permitiera, a su vez, discriminar las señales de la presión sanguínea y de la frecuencia cardíaca, mostrándolas en una pantalla (véase la Figura 2.3). [19]

En el ámbito del control del ritmo respiratorio, en 1963 H. T. Winchel, en colaboración con el inventor estadounidense A. W. Haydon, patentaron un sistema electrónico para controlar la respiración de los pacientes a través de una sonda de captación. El desarrollo estuvo enfocado en la monitorización de los bebés hospitalizados en los primeros días de vida (especialmente, para aquellos bajo condiciones clínicas que requirieran una atención constante). El sistema podía estimar la presencia de respiraciones y el intervalo entre inspiraciones y expiraciones sucesivas, así como la tasa media durante un largo período de tiempo, accionando una alarma en caso de que

⁹ Un termistor es un dispositivo fabricado con material semiconductor que, ante una variación de la temperatura, sufre un gran cambio en su resistividad, permitiendo su uso como sensor.

¹⁰ Descritos en 1905 por el médico ruso Nikolái S. Korotkov (1874-1920), son los sonidos identificables durante el estudio de la presión sanguínea. Conforman 5 fases mediante las que es posible determinar las contracciones y relajaciones auriculares del corazón.

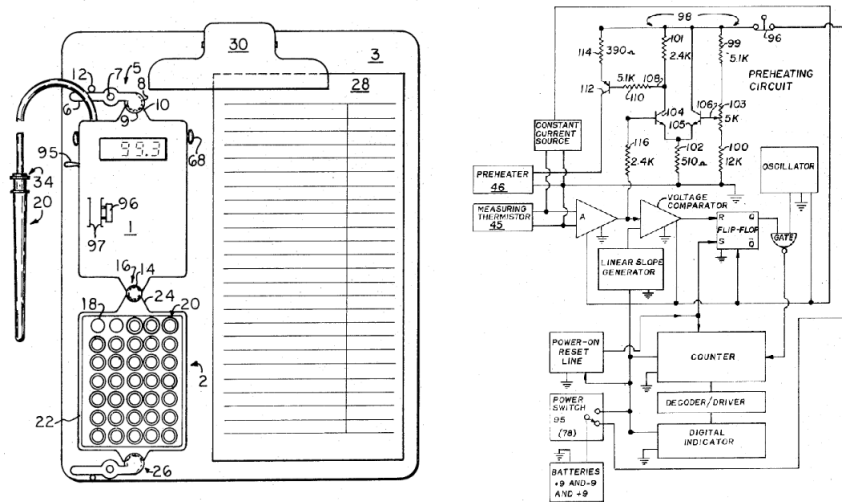


Figura 2.2: Termómetro electrónico digital para uso clínico (1973). A la izquierda, planta de la integración del termómetro sobre un cuaderno de notas de enfermería. A la derecha, diagrama de bloques del sistema electrónico empleado. [17]

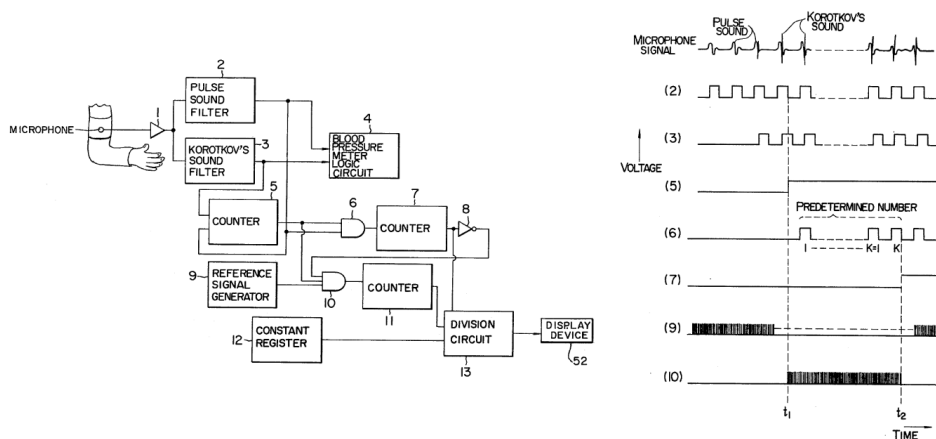


Figura 2.3: Dispositivo de medición de la presión sanguínea y el pulso (1975). A la izquierda, diagrama de bloques del sistema. A la derecha, formas de onda resultantes de los bloques anteriores; en la línea superior, señal capturada del pulso y los sonidos de Korotkov. [19]

estos valores se situaran fuera de los límites preestablecidos. Por otra parte, el dispositivo se presentaba como portátil, pudiendo integrar baterías extraíbles y adaptarse al entorno del paciente. Aunque independiente del tipo de sonda utilizada, se proponía su integración con gafas nasales conectadas a un termistor. [20]

2.3. Definición de antena

Una vez revisadas las principales características de los signos vitales, así como su forma de medición, debemos cubrir el aspecto principal del presente trabajo: las comunicaciones inalámbricas que, a través de una antena, deben permitir la emisión de la información biomédica desde el soporte móvil hasta el punto de recepción deseado.

Una antena es una estructura de transición entre el espacio libre y un dispositivo guía. Esta línea o guía de transmisión puede tomar diferentes formas, como un cable coaxial o una guía de onda, y permite transportar la energía electromagnética desde la fuente de transmisión hasta la antena, o bien desde la antena hasta el dispositivo receptor (Figura 2.5). [21, pp. 1-2]

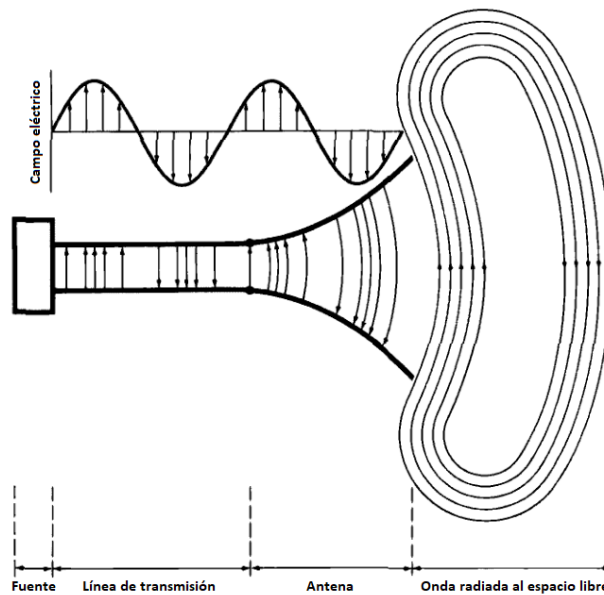


Figura 2.5: Representación de la antena como dispositivo transmisor. Traducción a partir del original: [21, p. 2]

2.4. Parámetros fundamentales

Existen diversos parámetros que permiten definir el comportamiento y morfología de una antena. Partiendo de la norma IEEE Std. 145-1983,¹¹ surgen ciertas definiciones básicas que algunos autores han ampliado en trabajos como los que se presentan en la Tabla 2.1.

Características	Rudge et al.	Balanis	UPV
Adptación			x
Ancho de banda	x	x	
Ancho de haz a media potencia		x	
Área y longitud efectivas	x		x
Densidad de potencia radiada		x	x
Directividad	x	x	x
Eficiencia de la antena	x	x	
Ganancia	x	x	x
Impedancia de entrada	x	x	x
Intensidad de radiación		x	
Patrones de radiación	x	x	x
Polarización	x	x	x
Reciprocidad	x		
Regiones de campos radiados	x	x	
Temperatura del ruido	x	x	

Tabla 2.1: Comparación de parámetros fundamentales de las antenas en tres publicaciones: Rudge et al., [22, pp. 1-59] Balanis, [21, pp. 28-115], y temario de la UPV [23].

En las próximas líneas se presentarán algunos de los parámetros básicos que permitirán establecer el análisis sobre los modelos planteados en el presente estudio.

2.4.1. Patrón de radiación

El patrón de radiación de una antena es la función matemática o representación gráfica de las propiedades de la antena en el espacio de coordenadas. Habitualmente representado en lo que se conoce como *campo lejano*, incluye información sobre la densidad del flujo de potencia, la intensidad de radiación, la fuerza del campo, la directividad o la polarización. Los patrones de radiación se distinguen en tres categorías:

- Patrones isotrópicos. Tal y como su nombre indica, se trata de patrones de antenas ideales que irradian de forma uniforme en todas direcciones. En la práctica, ninguna antena tiene un comportamiento ideal, por lo que suelen servir de modelo de comparación con respecto a otros patrones.
- Patrones omnidireccionales. Las antenas con estos patrones presentan un comportamiento isotrópico en uno de los planos directivos, pero contienen nulos en el plano ortogonal. El

¹¹ Estándar titulado *IEEE Standard for Definitions of Terms for Antennas*. La versión actual es la IEEE Std. 145-2013 (2013). Documento accesible desde: <https://ieeexplore.ieee.org/document/30651>. Última consulta: 10/06/2023.

representante por excelencia de este tipo de antenas es el dipolo, que presenta nulos en el eje de rotación de la antena.

- Patrones direccionales. Denominamos así a aquellos patrones que presentan una elevada radiación en una dirección particular, en detrimento del resto del espacio. Generalmente, presentan un índice de selectividad espacial elevado, lo que provoca un ancho de banda ajustado. La antena Yagi Uda, que se basa en el dipolo combinado con elementos parásitos (reflectores y directores), es un ejemplo clásico de antena direccional.

Los patrones pueden representarse en diagramas tridimensionales siguiendo un sistema de coordenadas esféricas,¹² donde figuran en plano de azimut con inclinación θ , y el plano de elevación con φ constante (Figura 2.6), o trazarse en planos bidimensionales partiendo de un corte de θ o φ , en coordenadas polares o cartesianas. [21, p. 28-31]

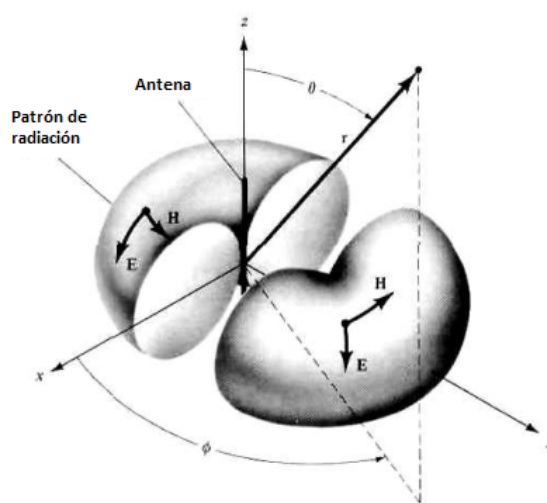


Figura 2.6: Patrón de radiación de un dipolo. Traducción a partir del original: [21, p. 30]

2.4.2. Campos de onda

Los campos electromagnéticos sufren variaciones características a medida que se alejan de la fuente. A pesar de que esta variación es gradual, es posible determinar tres regiones espaciales (Figura 2.7), difícilmente definibles con precisión, pero con características bien diferenciables: [22, pp. 12-14]

- Región de campo reactivo. Se trata de un espacio muy próximo a la antena, donde los componentes reactivos de los campos electromagnéticos son muy grandes con respecto a los campos radiados. El campo está estrechamente relacionado con las características reactivas de la antena, eso es, su inductancia y capacitancia. A una distancia de $\lambda/2\pi$ de la fuente, la parte reactiva y radiante se igualan en magnitud.
- Región de campo cercano. Se produce a mayor distancia que la del campo reactivo, pero no todas las antenas lo presentan de forma clara (especialmente las de pequeño tamaño).

¹² En las coordenadas esféricas, los puntos se definen mediante tres variables: el radio r , el ángulo polar θ (también denominado *colatitud*), y el ángulo azimutal φ . En el sistema internacional, los límites de los parámetros quedan definidos por $0 \leq r < \infty$, $0 \leq \theta \leq \pi$, y $0 \leq \varphi < \infty$.

Debido a que la distancia entre las diferentes partes que componen la antena y el punto de observación varía notablemente, las contribuciones en fase y en amplitud de cada parte al total del campo electromagnético son más perceptibles y, por tanto, el diagrama de radiación es más variable.

- Región de campo lejano. A pesar de que no existe un criterio único para definir la distancia a la fuente a partir de la que se inicia esta región, y visto que no es práctico considerar las características de la radiación a una distancia infinita, para antenas de apertura eléctricamente grandes,¹³ como las antenas parabólicas, se determina que esta región comienza en un radio $R = \frac{2D^2}{\lambda}$, siendo D la mayor dimensión de la apertura.

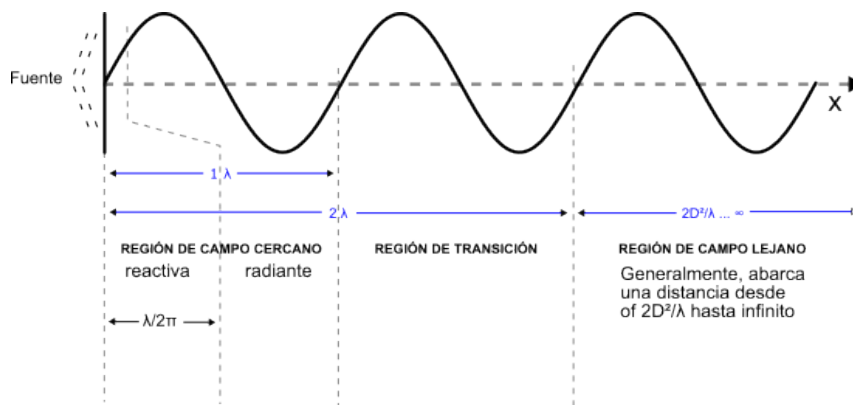


Figura 2.7: Regiones de campos típicas en función de la longitud de onda. Modificado a partir del original.¹⁴

2.4.3. Directividad y ganancia

La directividad es la relación entre la intensidad que radia una antena, y la intensidad que produciría una antena isotrópica. Considerando la dirección de máxima radiación (θ, φ) , el índice queda definido por la Ecuación 2.1.

$$D = \frac{P_{mx}}{W_{rad}/4\pi R^2} \quad (2.1)$$

Directividad de una antena

El parámetro de ganancia G se formula de una forma similar a la directividad, pero considera la potencia entrante a la antena en lugar de la radiada (Ecuación 2.2).

$$D = \frac{P_{mx}}{W_{ent}/4\pi R^2} \quad (2.2)$$

Ganancia de una antena

¹³ La longitud eléctrica de una antena se define como la longitud física del conductor dividida por la longitud de onda de la corriente alterna que circula a la frecuencia dada: $G = l/\lambda$.

¹⁴ Fuente: https://en.wikipedia.org/wiki/Near_and_far_field. Última consulta: 11/06/2023.

2.4.4. Eficiencia

La eficiencia de una antena es la relación entre la potencia radiada y la potencia consumida por el dispositivo. Puede establecerse una relación entre la ganancia y la directividad siguiendo la Ecuación 2.3.

$$\eta_r = \frac{P_{rad}}{P_{ent}} = \frac{G}{D} \quad (2.3)$$

Eficiencia de una antena

2.4.5. Ancho de banda

Las antenas, debido a su morfología, actúan como un filtro que permite seleccionar y transformar las ondas liberadas en el espacio, o radiar energía electromagnética en un determinado espectro. Así, el término ancho de banda (*bandwidth*) describe todo el rango de frecuencias en la cual se dice que una antena opera (de forma satisfactoria o no), según su diseño.

Considerando la limitación del espectro sobre el que la antena opera en las frecuencias f_1 y f_2 , y dada una frecuencia central $f_c = \frac{f_1+f_2}{2}$, podemos expresar el ancho de banda relativo o fraccional (*fractional bandwidth*, FBW) con la Ecuación 2.4.

$$FBW = \frac{f_2 - f_1}{f_c} \quad (2.4)$$

Cálculo del ancho de banda relativo de una antena

Porcentualizando ese cálculo, consideramos como antenas de banda amplia aquellas que tengan un $FBW \geq 20\%$.¹⁵

2.4.6. Polarización

La polarización de una antena se refiere a la orientación del campo eléctrico de las ondas electromagnéticas que emite o recibe. Se utiliza para describir la dirección en la que oscila la onda electromagnética en relación con el suelo o el plano de referencia.

Hay diferentes tipos de polarización comunes en las antenas, incluyendo la polarización vertical, horizontal y circular. La polarización vertical evidencia que el campo eléctrico oscila en un plano vertical, mientras que la polarización horizontal indica que oscila en un plano horizontal. Por su parte, la polarización circular se divide en dos subtipos: polarización circular derecha (PCD) y polarización circular izquierda (PCI), donde el campo eléctrico gira en sentido horario o antihorario, respectivamente.

La elección de la polarización de una antena es una decisión multifactorial: entorno de aplicación, condiciones de propagación, obstáculos... Además, tanto la antena emisora como la

¹⁵ Fuente: <https://www.antenna-theory.com/definitions/fractionalBW.php>. Última consulta: 11/06/2023.

receptora deberán tener una polarización coincidente para lograr comunicarse de una forma eficiente.

2.4.7. Parámetros de dispersión

También conocidos como parámetros-S (*scattering parameters*), son características que permiten valorar el comportamiento de una red cuando atraviesan estímulos en estado estacionario.¹⁶

Si consideramos una red de dos puertos (Figura 2.8), las ondas a_i serán incidentes (se dirigen hacia la red), y las ondas b_i serán reflejadas (salientes), siendo i el puerto (1 y 2); esta relación puede verse representada en forma de matriz (Ecuación 2.5).

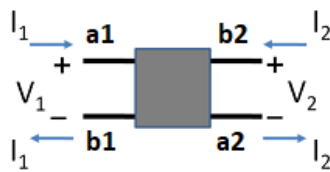


Figura 2.8: Esquema de una red de dos puertos.

El parámetro S_{11} , denominado *coeficiente de reflexión*, permite obtener la cantidad de potencia que se refleja por un puerto (en este caso, el 1) cuando una onda incide en él. Siendo $a_2 = 0$, y partiendo de la ecuación anterior, el parámetro queda definido como $S_{11} = b_1/a_1$, eso es, la relación entre la potencia reflejada y la potencia incidente. Comúnmente, un sistema transmisor bien configurado establecerá un límite mínimo de $S_{11} \leq -6\text{dB}$.

Por su parte, conocemos como *coeficiente de transmisión* al parámetro S_{21} , que determina cuánta potencia será transmitida al puerto 2 a partir de una onda incidente en el puerto 1. Para los casos S_{22} y S_{12} se aplica la misma lógica.

$$\begin{bmatrix} b_1 \\ b_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \end{bmatrix} \rightarrow \begin{cases} b_1 = S_{11} \cdot a_1 + S_{12} \cdot a_2 \\ b_2 = S_{21} \cdot a_1 + S_{22} \cdot a_2 \end{cases} \quad (2.5)$$

Relación de parámetros S en una red de dos puertos

¹⁶ Estado en el que las variables de estado, que definen el comportamiento del sistema, no cambia en el tiempo.

2.5. Clasificación de las antenas

Existen diferentes formas de clasificar una antena, según el tipo de característica que valoremos. Algunos de los más comunes son:

- Clasificación por modo de radiación. [22, pp. 1-4] Según la forma en que se irradian las ondas electromagnéticas, podemos distinguir cuatro grupos:
 - Antenas de elementos conductores: Ejemplos: monopolos y dipolos, ranuras, antenas *microstrip* y parches, etc.
 - Antenas de guía de onda (*traveling-wave antenna*): Ejemplos: guías de sección rectangular, circular o elíptica, acanaladas en V o en H, etc.
 - Agrupaciones de antenas (*antenna array*): Ejemplos: cualquier conjunto de antenas (*microstrip*, monopolos...).
 - Antenas de apertura: Ejemplos: reflectores parabólicos, lentes, bocinas, etc.
- Clasificación por patrón de radiación. [21, pp. 29]
 - Antenas isotrópicas.
 - Antenas omnidireccionales.
 - Antenas directivas.
- Clasificación según técnica de alimentación.¹⁷ [24]
 - Antenas balanceadas: aquellas en las que una de sus secciones es simétrica con respecto al punto de alimentación. Los ejemplos más conocidos son los dipolos.
 - Antenas no balanceadas: son antenas cuya alimentación las une a un plano de masa, sobre el que quedan colocadas. Los ejemplos más habituales son los monopolos y los parches.

En las siguientes líneas se presentarán algunas de las antenas más comunes en comunicaciones móviles. Hablamos de los dipolos y monopolos, las antenas en “L” y “F”, las antenas de microcinta y sus variantes (parches, PIFA...), las antenas ranuradas y las antenas de cavidad.

¹⁷ Al igual que las antenas, su alimentación puede ser balanceada (en forma de terminal abierto) o no balanceada (p. ej. cable coaxial). Si se desea alimentar una antena balanceada con un cable coaxial, o por el contrario se quiere utilizar una antena no balanceada en un terminal abierto, es necesario incorporar un balanceador o *balun* (del inglés *balanced to unbalanced transformer*).

2.5.1. Antena dipolo

Los dipolos (Figura 2.9) son antenas formadas por dos elementos conductores paralelos y simétricos, alimentados en su punto central (extremos de cada conductor). Se trata de uno de los modelos de antena más antiguos y elementales, y en su incipiente aplicación participaron físicos e inventores de la talla de Heinrich Hertz (que demostró la existencia de las ondas de radio en 1887 empleando una antena dipolo integrada en un transmisor de chispa o *spark-gap*). [25]

Constructivamente, una antena dipolo ideal presentaría una eficacia de radiación del 100%, debido a que toda la potencia eléctrica aplicada se convertiría en radiación electromagnética. En estos dispositivos, la frecuencia de resonancia de la antena se sitúa en $\lambda/2$ (media longitud de onda), de forma que el valor máximo de tensión se sitúa en el punto central de la antena, mientras que la corriente máxima se presenta en sus extremos.

Considerando una disposición vertical de los conductores de la antena, y sin plano de tierra (*ground-plane*, su patrón de radiación sería omnidireccional en el plano horizontal (irradiando energía de manera uniforme en todas las direcciones alrededor del plano perpendicular al dipolo), mientras que en el plano vertical formaría un toro en revolución, con valor máximo en la sección perpendicular y radiación nula en el eje de rotación, lo que le otorga su característica forma de toroide o rosquilla. (Figura 2.10) Introduciendo un plano de masa en la sección central, y dotando a la antena de una forma en “V” o “L”, se puede modificar su patrón de radiación vertical, incrementando su directividad y eficiencia en la transmisión.

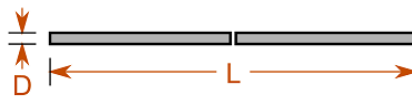


Figura 2.9: Esquema de un dipolo cilíndrico de longitud $L = \lambda/2$ y diámetro D . Captura del modelo en Antenna Magus.

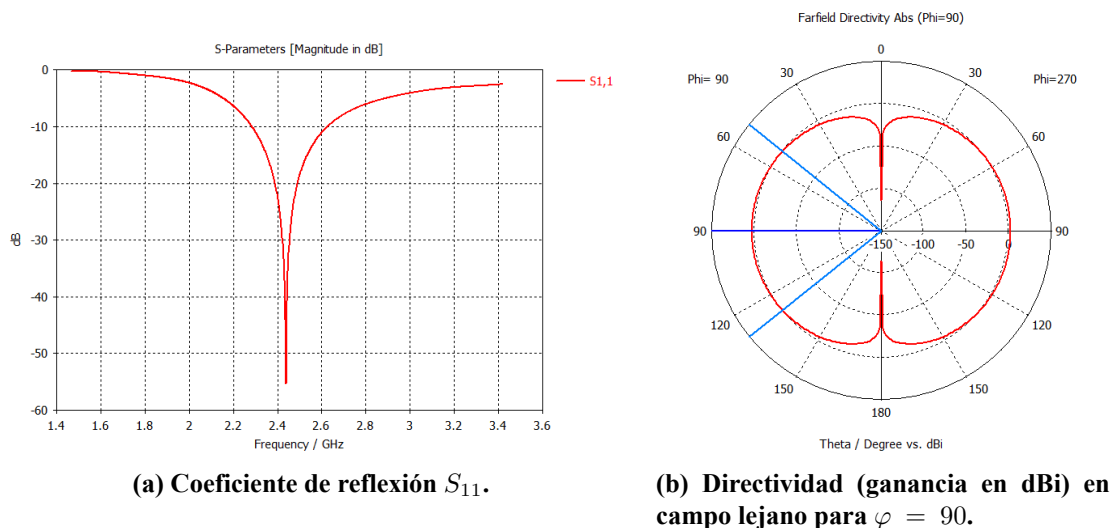


Figura 2.10: Modelización de un dipolo cilíndrico, optimizado para $f_0 = 2,441$ GHz y $S_{11} \leq -20$ dB en la banda 2,4-2,4835 GHz (Bluetooth). Capturas de CST Studio.

2.5.2. Antena monopolo

Esta antena consiste en un elemento conductor simple conectado a un plano de tierra (Figura 2.11). Su morfología es la de una antena dipolo con uno de los elementos conductores retirado y un plano de masa como contrafase. Presenta una versión planar, como la que puede observarse en la Figura 2.13.

Alimentada en el extremo junto al plano de tierra, la antena monopolo presenta un patrón de radiación similar al dipolo, pero reflejado con respecto del plano, por lo que su frecuencia de resonancia se situará a la mitad de la longitud de onda que el dipolo, $\lambda/4$, respondiendo como uno de sus dos elementos conductores (Figura 2.12, Figura 2.14 en el caso planar). De ahí que a este dispositivo se le conozca también como *antena de cuarto de onda*.

Debido a que requiere la mitad de la longitud de su homólogo dipolar, la antena monopolo ha sido extensamente utilizada en radiodifusión desde sus inicios. Guglielmo Marconi, gran impulsor de la telegrafía sin hilos y transoceánica, desarrolló diferentes modelos de monopolos verticales, entre los que se destaca la antena en “T”, utilizada para trabajar en bandas habitualmente por debajo de los 4 MHz y con una alta eficiencia en la transmisión de larga distancia gracias a la utilización de brazos que actúan como capacitores, incrementando la resistencia a la radiación en la parte superior y facilitando la adaptación de la antena.

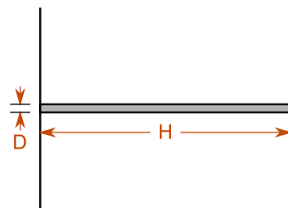


Figura 2.11: Esquema de un monopolo cilíndrico de longitud $H = \lambda/4$ y diámetro D sobre un plano de masa. Captura del modelo en Antenna Magus.

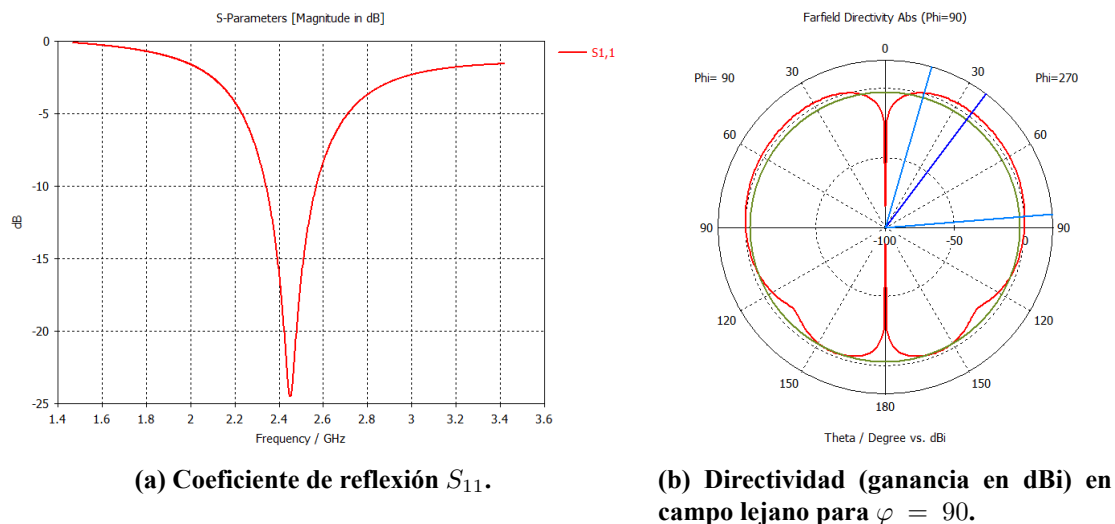


Figura 2.12: Modelización de un dipolo cilíndrico, optimizado para $f_0 = 2,441$ GHz y $S_{11} \leq -20$ dB en la banda 2,4-2,4835 GHz (Bluetooth). Capturas de CST Studio.

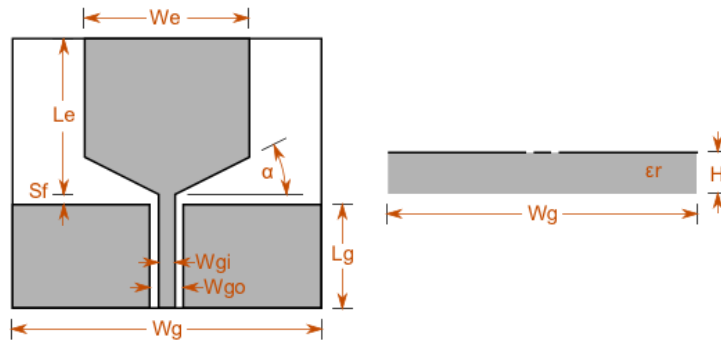
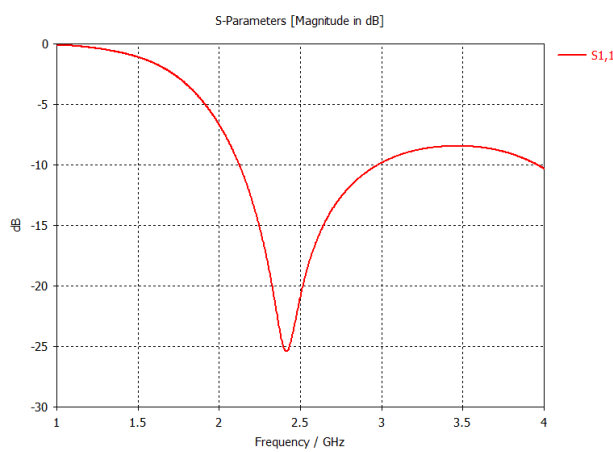
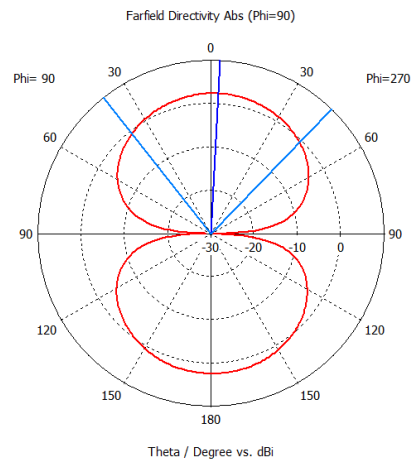


Figura 2.13: Esquema de un monopolo trapezoidal con guía de onda coplanar. Captura del modelo en Antenna Magus.



(a) Coeficiente de reflexión S_{11} .



(b) Directividad (ganancia en dBi) en campo lejano para $\varphi = 90$.

Figura 2.14: Modelización de monopolo trapezoidal (parche), optimizado para $f_0 = 2,441$ GHz y $S_{11} \leq -20$ dB en la banda 2,4-2,4835 GHz (Bluetooth). Capturas de CST Studio.

2.5.3. Antena ILA (*inverted L antenna*)

La antena en forma de “L” invertida es un dispositivo similar al monopolo, pero con un diseño diferente (una sección horizontal y otra vertical) que permite ajustar el patrón de radiación y la directividad del dispositivo. Presentan cierta equivalencia en relación con su longitud y la longitud de onda de la radiación que emiten (Figura 2.15).

Una versión de este dispositivo es la **antena PILA** (*planar inverted L antenna*), empleada generalmente en comunicaciones móviles por su reducido tamaño, y que consiste en un elemento radiante en forma de parche en lugar de un dispositivo vertical. De esta forma, el patrón de radiación pasa de ser omnidireccional y uniforme con respecto al plano de tierra, a depender del diseño del parche, siguiendo un patrón direccional.

Las antenas PILA presentan una alta sensibilidad a los objetos metálicos, variando su respuesta si están demasiado cerca de ellos.

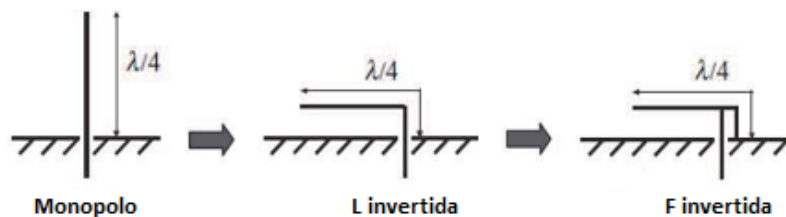


Figura 2.15: Relación entre un monopolo, una ILA y una IFA. Como se puede observar, la longitud del elemento radiante siempre es igual a $\lambda/4$. Traducción a partir de original. [26]

2.5.4. Antena de microcinta (*microstrip*)

Este tipo de antenas, también conocidas como antenas planares consisten en estructuras delgadas que conforman pistas metálicas planas sobre un sustrato dieléctrico. Desarrolladas en la década de los 50 para aplicaciones militares, su uso se extendió en los años 70 y 80 gracias a la creciente demanda de dispositivos de comunicación inalámbrica y al surgimiento de las telecomunicaciones satelitales.

Debido a la presencia de sustrato en una de sus caras, la radiación se propaga hacia el espacio libre de la otra cara, por lo que, aplicando las configuraciones adecuadas, se pueden lograr una directividad y eficiencia de radiación elevadas en estos dispositivos.

Las antenas anteriormente vistas de PILA y PIFA son casos particulares de antenas de microcinta, presentando las características de ambas tecnologías.

2.5.5. Antena IFA (*inverted F antenna*)

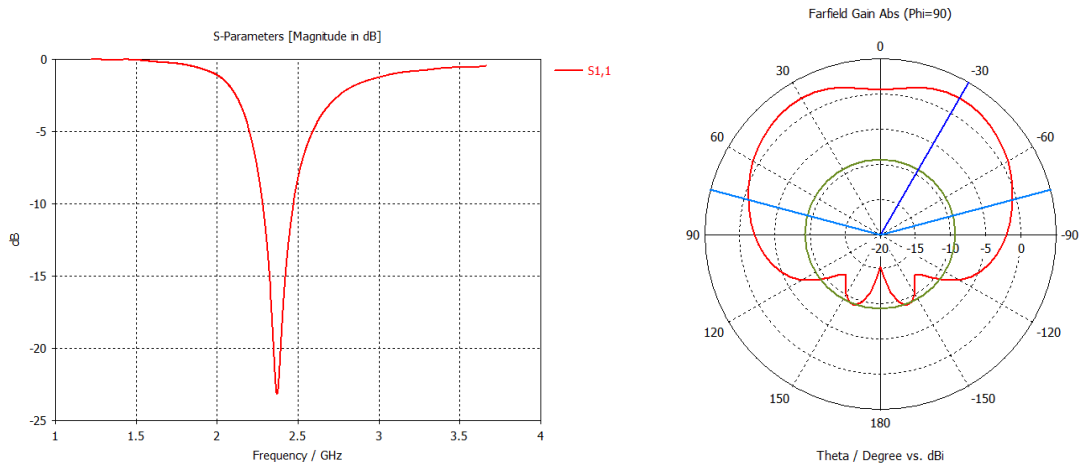
Este dispositivo, en forma de “F” invertida, consta de un elemento radiante similar a la ILA, donde la sección vertical está conectada a la fuente de señal pero, a diferencia de la anterior, en esta antena la sección horizontal se extiende a lo largo de un plano de tierra. (Figura 2.16).

Gracias a esto, la antena logra una mejor adaptación de su impedancia a la fuente de señal, mejorando así la eficiencia de radiación. En esta misma línea, su patrón de radiación presenta mayor directividad que en el caso de la antena monopolo (Figura 2.17).

Su versión planar se conoce como **PIFA** (*planar inverted F antenna*), y presenta estrechas similitudes con respecto a la antena PILA, siendo ampliamente utilizada en comunicaciones inalámbricas en dispositivos móviles, debido a su diseño compacto.



Figura 2.16: Esquema de una antena IFA de longitud L , altura H , espaciado de alimentación S y diámetro D sobre un plano de masa. Captura del modelo en Antenna Magus.



(a) Coeficiente de reflexión S_{11} .

(b) Directividad (ganancia en dBi) en campo lejano para $\varphi = 90$.

Figura 2.17: Modelización de una antena IFA, optimizada para $f_0 = 2,441$ GHz y $S_{11} \leq -20$ dB en la banda 2,4-2,4835 GHz (Bluetooth). Capturas de CST Studio.

2.5.6. Antena de parche (*patch*)

Las antenas de parche consisten en una pista metálica de forma generalmente cuadrangular, rectangular o circular, montada sobre un sustrato dieléctrico y con un plano de masa metálico en la parte inferior, siendo variantes de las antenas de microcinta. (Figura 2.18)

Como en estas últimas, su bajo perfil y ligereza, unido a su estructura compacta y fabricación sencilla, la convierten en una de las antenas con más aplicaciones en la comunicación inalámbrica. Es común utilizar este tipo de dispositivos en sistemas de posicionamiento (GPS), dispositivos móviles o sistemas de identificación por radiofrecuencia (RFID).

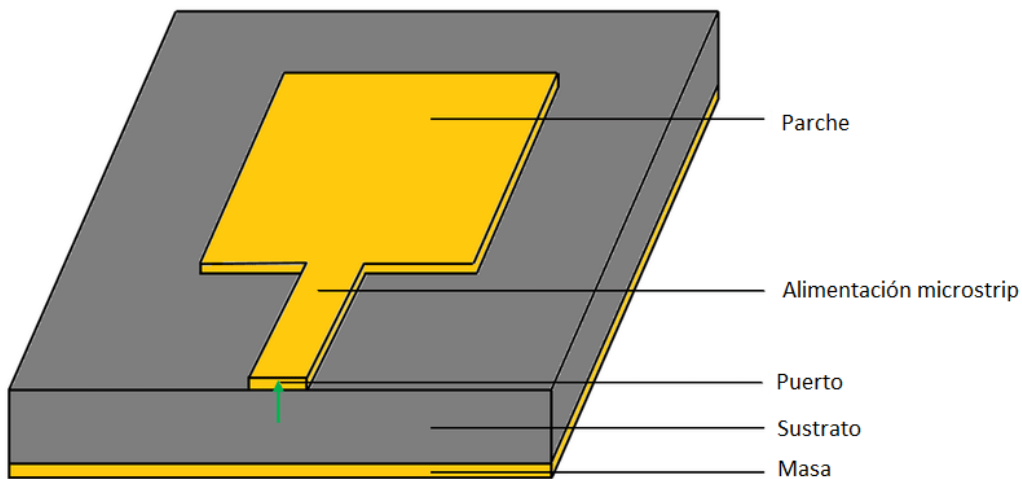


Figura 2.18: Esquema de una antena de parche. Traducido a partir del original.¹⁸

¹⁸ Chowdhury et al. (2019). *Single Feed Circularly Polarized Crescent-Cut and Extended Corner Square Microstrip Antennas for Wireless Biotelemetry*. International Journal of Electrical and Computer Engineering. Accesible desde: https://www.researchgate.net/publication/330277091_Single_Feed_Circularly_Polarized_Crescent-Cut_and_Extended_Corner_Square_Microstrip_Antennas_for_Wireless_Biotelemetry. Última consulta: 10/04/2023.

2.5.7. Antena ranurada (slot)

Las antenas ranuradas presentan una o varias aperturas, generalmente de forma estrecha y alargada, sobre una placa conductora. (Figura 2.19). Al alimentar la antena, ésta actúa como una guía de onda y la ranura se comporta como una antena dipolo, con un patrón de radiación similar pero con asimetría por la presencia del plano de masa. (Figura 2.20).

De esta forma, la longitud de la ranura será de $\lambda/2$, siendo λ la longitud de onda central de la radiación emitida. Por su parte, el ancho de banda está relacionado con la anchura de la ranura, pudiendo ampliarse realizando una obertura de mayor tamaño.

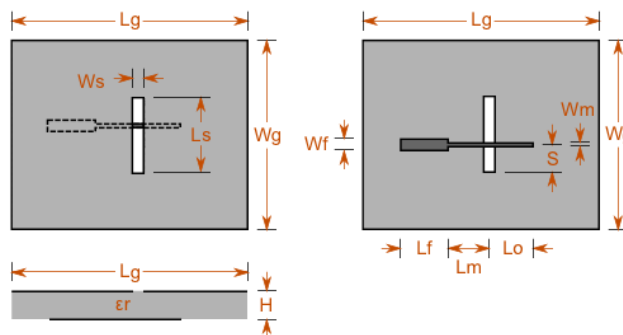
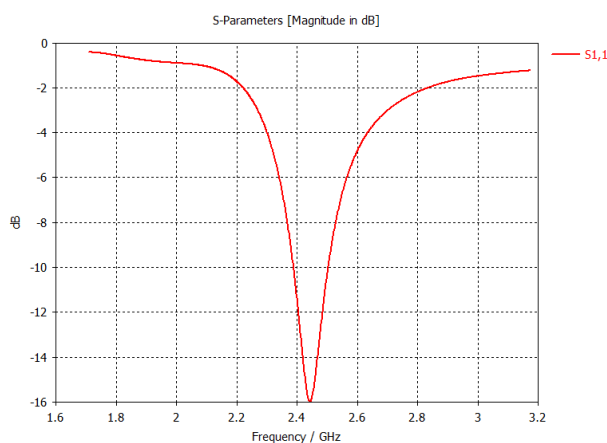
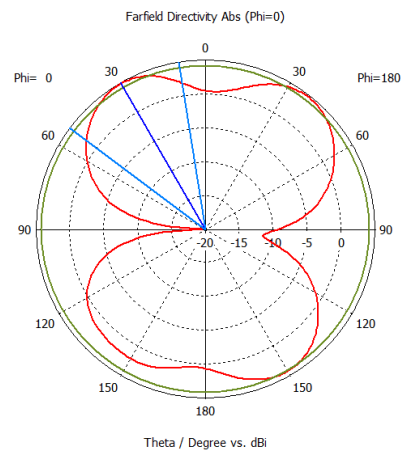


Figura 2.19: Esquema de una antena ranurada con alimentación *microstrip*. Captura del modelo en Antenna Magus.



(a) Coeficiente de reflexión S_{11} .



(b) Directividad (ganancia en dBi) en campo lejano para $\varphi = 0$.

Figura 2.20: Modelización de una antena ranurada, cuasi-optimizada para $f_0 = 2,441$ GHz y $S_{11} \leq -20$ dB en la banda 2,4-2,4835 GHz (Bluetooth). Capturas de CST Studio.

2.5.8. Antena de cavidad (cavity)

Este transmisor es una estructura resonante conformada por una cavidad en una superficie metálica que permite confinar y propagar las ondas electromagnéticas. Fueron inicialmente desarrolladas para sistemas de radar y comunicaciones a larga distancia, debido a que ofrecen un alto rendimiento y una elevada directividad al permitir enfocar la energía radiada.

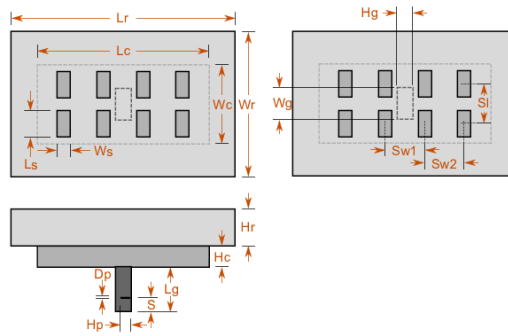


Figura 2.21: Esquema de cavidad con ocho ranuras y un reflector. Captura del modelo en Antenna Magus.

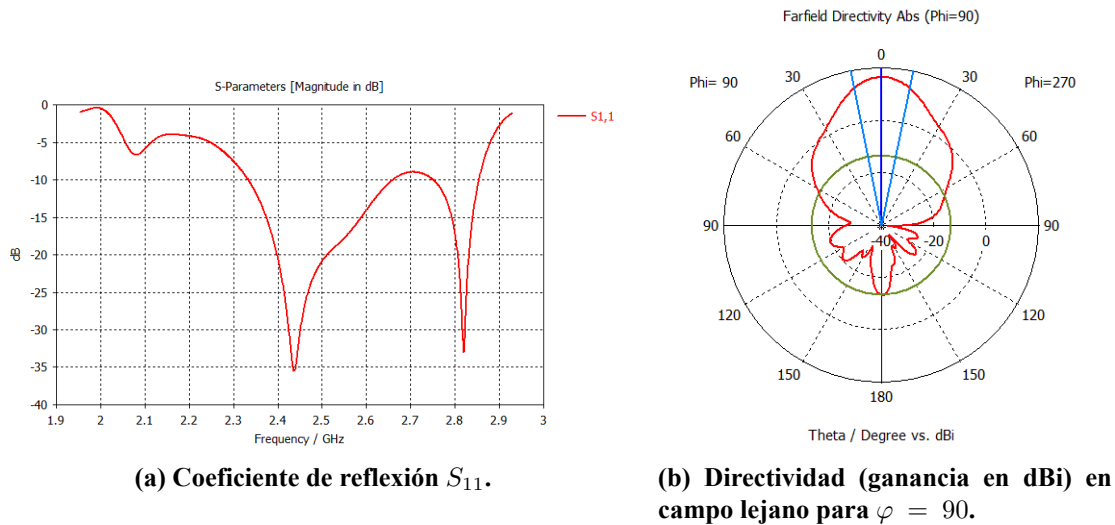


Figura 2.22: Modelización de una antena de cavidad con ocho ranuras y un reflector, optimizada para $f_0 = 2,441$ GHz y $S_{11} \leq -20$ dB en la banda 2,4-2,4835 GHz (Bluetooth). Capturas de CST Studio.

2.6. Espectro de frecuencias y Bluetooth

Conocemos como espectros de frecuencias a la distribución de las frecuencias de las señales electromagnéticas. En el contexto de las telecomunicaciones, los espectros de frecuencias se utilizan para describir el rango de frecuencias en el que se pueden transmitir y recibir diferentes tipos de señales, como radio, televisión, telefonía móvil, Wi-Fi, entre otros. Estos espectros están compuestos por diferentes bandas de frecuencias que se asignan a diferentes servicios y aplicaciones para evitar interferencias entre ellos (Figura 2.23).

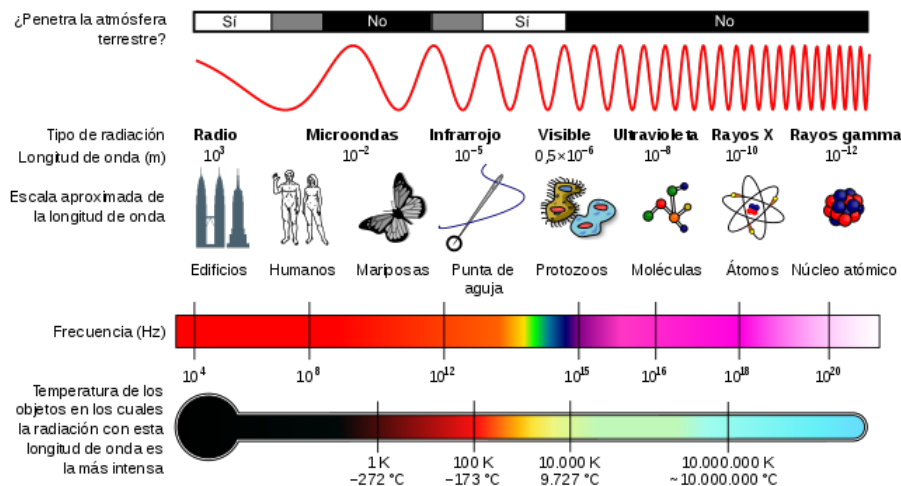


Figura 2.23: Espectro electromagnético y sus propiedades. La tecnología Bluetooth trabaja en la región de microondas. Fuente: https://es.wikipedia.org/wiki/Espectro_electromagnético. Última consulta: 14/03/2023.

Los dispositivos Bluetooth utilizan una porción específica del espectro de frecuencias para transmitir y recibir señales inalámbricas. Esta tecnología se basa en la modulación de frecuencia para establecer conexiones y comunicaciones entre dispositivos cercanos.

Bluetooth y Bluetooth Low Energy operan en el rango de frecuencias de 2.4-2.4835 GHz (considerando las bandas de guarda inferior y superior de 2 y 3,5 MHz, respectivamente), que es una banda de frecuencia libre y globalmente disponible para su uso. Esta banda de frecuencia está dividida en múltiples canales, lo que permite la comunicación simultánea de múltiples dispositivos sin interferencias significativas.

La tecnología Bluetooth, con su enlace inalámbrico de corto alcance, ha transformado la forma en que interactuamos con nuestros dispositivos electrónicos. Los auriculares inalámbricos, los altavoces portátiles, los teclados y ratones inalámbricos, así como otros dispositivos que utilizamos a diario, se benefician de la conectividad Bluetooth para transmitir datos de manera rápida y confiable.

Bluetooth Low Energy ha ampliado aún más las posibilidades al permitir la comunicación eficiente y el bajo consumo de energía. Esta tecnología se ha vuelto fundamental para el crecimiento de dispositivos de Internet de las cosas (*Internet of Things*, IoT), donde dispositivos como sensores, relojes inteligentes o aparatos médicos se conectan de manera inalámbrica, recopilando y transmitiendo datos de manera eficiente y compartiéndolos a través de Internet.

Capítulo 3

Estado del arte

Con la pretensión de evaluar el alcance de las investigaciones más recientes y estrechamente vinculadas con el objeto de estudio del presente trabajo, en este capítulo se abordará la realización de una investigación de los estudios presentes en la literatura científica, siguiendo un procedimiento de revisión sistemática estandarizado.

3.1. Metodología de revisión

Para el desarrollo de esta investigación, e independientemente de la metodología escogida para la búsqueda y análisis bibliográfico, el proceso de revisión debe: (1) justificar la motivación de la revisión, (2) estipular qué método se ha seguido, (3) pormenorizar acerca de los resultados hallados.

Para este proyecto, la metodología de trabajo seleccionada ha sido PRISMA (*Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses*), publicada como declaración en 2009 [27] y actualizada en el año 2020. [28]

En primer lugar, para la revisión de las publicaciones científicas preexistentes se han considerado las bases de datos presentes en la Tabla 3.1, siguiendo criterios de accesibilidad y de afinidad con el presente proyecto. [29]

Nombre	Ámbito	URL
IEEE Xplore	Internacional	https://ieeexplore.ieee.org
Scopus	Internacional	https://www.scopus.com
Web of Science	Internacional	https://www.webofscience.com
ÍnDICES CSIC	Nacional	https://indices.csic.es
Dialnet Plus	Nacional	https://dialnet.unirioja.es
REBIUN	Nacional	https://rebiun.baratz.es

Tabla 3.1: Bases de datos para la revisión bibliográfica.

Por otra parte, la búsqueda de artículos mediante el empleo de palabras clave se ha basado en un filtrado de términos en inglés (Tabla 3.2), ya que un alto porcentaje de las publicaciones se encuentran en este idioma (según un informe de la Organización de Estados Iberoamericanos, el 95 % de los artículos que se publicaron en revistas científicas en el año 2020 estaban escritos

en inglés). [30] Esto se debe a que ese idioma se considera, de facto, una *lingua franca* en el terreno de la investigación científica, evidenciándose una mayor difusión, accesibilidad y citación de los artículos redactados en inglés frente a otros idiomas, independientemente de su calidad y rigurosidad. [31]

Término principal	Término secundario	Sinonimia
Antenna	Wearable Textile Chest	On-body
Sensor	Respiration Heart rate Temperature Blood pressure	Breath Pulse
Bluetooth	Low Energy	

Tabla 3.2: Palabras clave para la revisión bibliográfica.

Una búsqueda inicial en las bases de datos revela que hay 653.657 registros indexados con los términos de búsqueda anteriores (Tabla 3.3). Se puede apreciar que los registros indexados en las bases de datos de ámbito nacional tan sólo representan el 0,67 % de los registros totales (Figura 3.1).¹

Palabras clave	IEEE Xplore	Scopus	Web of Science	ÍNDICES CSIC	Dialnet Plus	REBIUN
“antenna” + “wearable”	2.951	5.431	3.337	-	4	108
“antenna” + “on-body”	1.202	1.763	1.241	16	51	18
“antenna” + “textile”	1.171	2.217	1.750	-	5	33
“antenna” + “chest”	241	400	327	-	1	7
“sensor” + “respiration”	1.259	6.043	7.644	-	20	42
“sensor” + “breath”	629	4.210	4.965	1	15	37
“sensor” + “heart rate”	3.056	9.526	7.427	4	47	94
“sensor” + “pulse”	9.133	43.936	62.367	8	250	405
“sensor” + “temperature”	39.745	195.494	219.327	187	1.542	1.374
“sensor” + “blood pressure”	1.357	5.424	5.762	1	12	40

Tabla 3.3: Registros indexados en las bases de datos nacionales e internacionales.

Con base en los resultados de la primera búsqueda, y considerando que los artículos internacionales pueden aportar una visión más amplia para verificar el estado actual del ámbito de este estudio, podemos realizar una primera criba poniendo el foco en las bases de datos de IEEE Xplore, Scopus y Web of Science.

Por otra parte, la tecnología presente en las referencias puede permitirnos establecer un nuevo criterio para su filtrado. Podemos incorporar a los términos de búsqueda la palabra clave *BLE* (Bluetooth Low Energy) y, además, incorporar un criterio de exclusividad al considerar sólo los artículos que sean posteriores al surgimiento de esa tecnología (de interés para el desarrollo del

¹ Información obtenida el 19/04/2023.

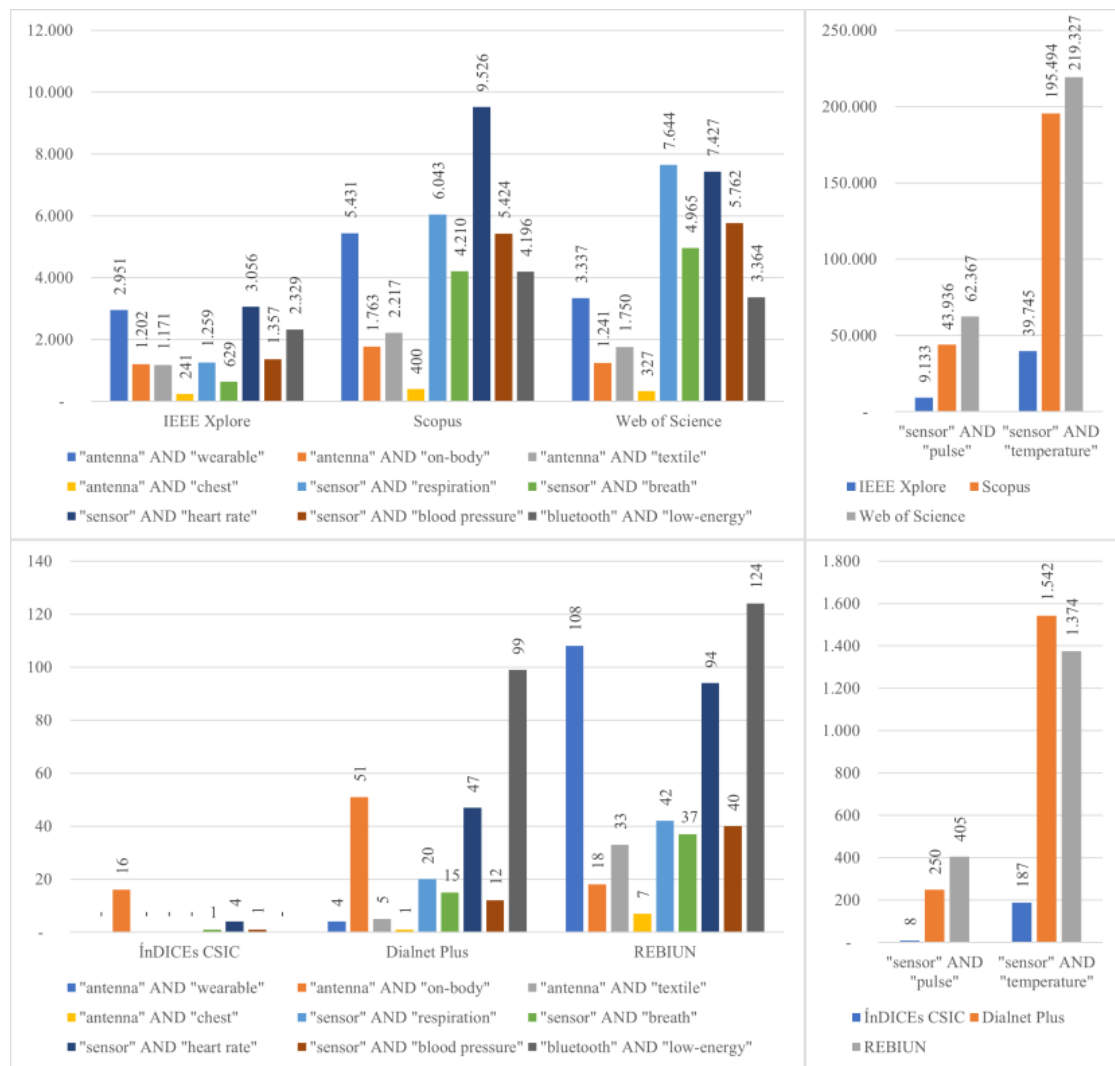


Figura 3.1: Comparación entre los registros indexados en las bases de datos internacionales y las españolas.

proyecto por ofrecer una comunicación de capacidades y rango similar a especificaciones anteriores, pero sometido a un bajo consumo energético).

Los primeros artículos publicados que mencionan esta tecnología se remontan al año 2009, donde se destaca el premonitorio trabajo de Omre *Reducing Healthcare Costs with Wireless Technology*, donde se descubren algunos de los beneficios que el empleo de esta tecnología reportaría al ámbito sanitario en los siguientes años. [32]

Además, y debido a que el presente proyecto está orientado al ámbito biométrico, de especial interés en el campo médico, utilizaremos también el término *medical* para cercar más los resultados de la búsqueda. De esta forma, podemos tomar como intervalo para la búsqueda de documentos el período 2009-2023, obteniendo así los resultados apreciables en la Tabla 3.4. ²

Mediante el empleo de un código propio (véase el Anexo II: Herramienta de descarga de

² Información obtenida el 23/04/2023.

Palabras clave	IEEE Xplore	Scopus	Web of Science
“antenna” + “wearable” + “medical” + “BLE”	1	2	4
“antenna” + “on-body” + “medical” + “BLE”	-	1	1
“antenna” + “textile” + “medical” + “BLE”	-	-	-
“antenna” + “chest” + “medical” + “BLE”	-	-	-
“sensor” + “respiration” + “medical” + “BLE”	15	6	5
“sensor” + “breath” + “medical” + “BLE”	2	4	2
“sensor” + “heart rate” + “medical” + “BLE”	30	17	11
“sensor” + “pulse” + “medical” + “BLE”	12	7	4
“sensor” + “temperature” + “medical” + “BLE”	29	17	9
“sensor” + “blood pressure” + “medical” + “BLE”	8	4	3

Tabla 3.4: Registros indexados en las bases de datos internacionales, con los términos adicionales *medical* y *BLE*, y posteriores al año 2009).

artículos), se ha conseguido automatizar la unificación y retirada de duplicados de los registros obtenidos de cada fuente consultada, así como la descarga de gran parte de los documentos asociados. De esta forma, de los 194 resultados de búsqueda se han obtenido, finalmente, 76 archivos.³

Una vez analizado el contenido de los archivos seleccionados, se ha establecido una criba en la que se han retirado 42 artículos (véase el Anexo III: Artículos revisados con PRISMA, Tabla 7.2, p. 132) según las siguientes consideraciones:

1. El artículo no estaba orientado al desarrollo de antenas o a la medición de signos vitales mediante sensores electrónicos.
2. La propuesta recurre a una técnica invasiva para el cuerpo humano.
3. El artículo no plantea el desarrollo del hardware.
4. El contenido del documento es de acceso restringido o limitado.

En la Figura 3.2 se puede observar el diagrama de flujo seguido en la revisión bibliográfica. No se incluyen los artículos basados en búsquedas particularizadas o de fuentes y revisiones ajenas a este método.

³ No se ha incluido el artículo *Research and design of the information collection system of human life characteristics* (Zhang et al., 2021), integrado en los resultados de búsqueda, debido a que su acceso es restringido.

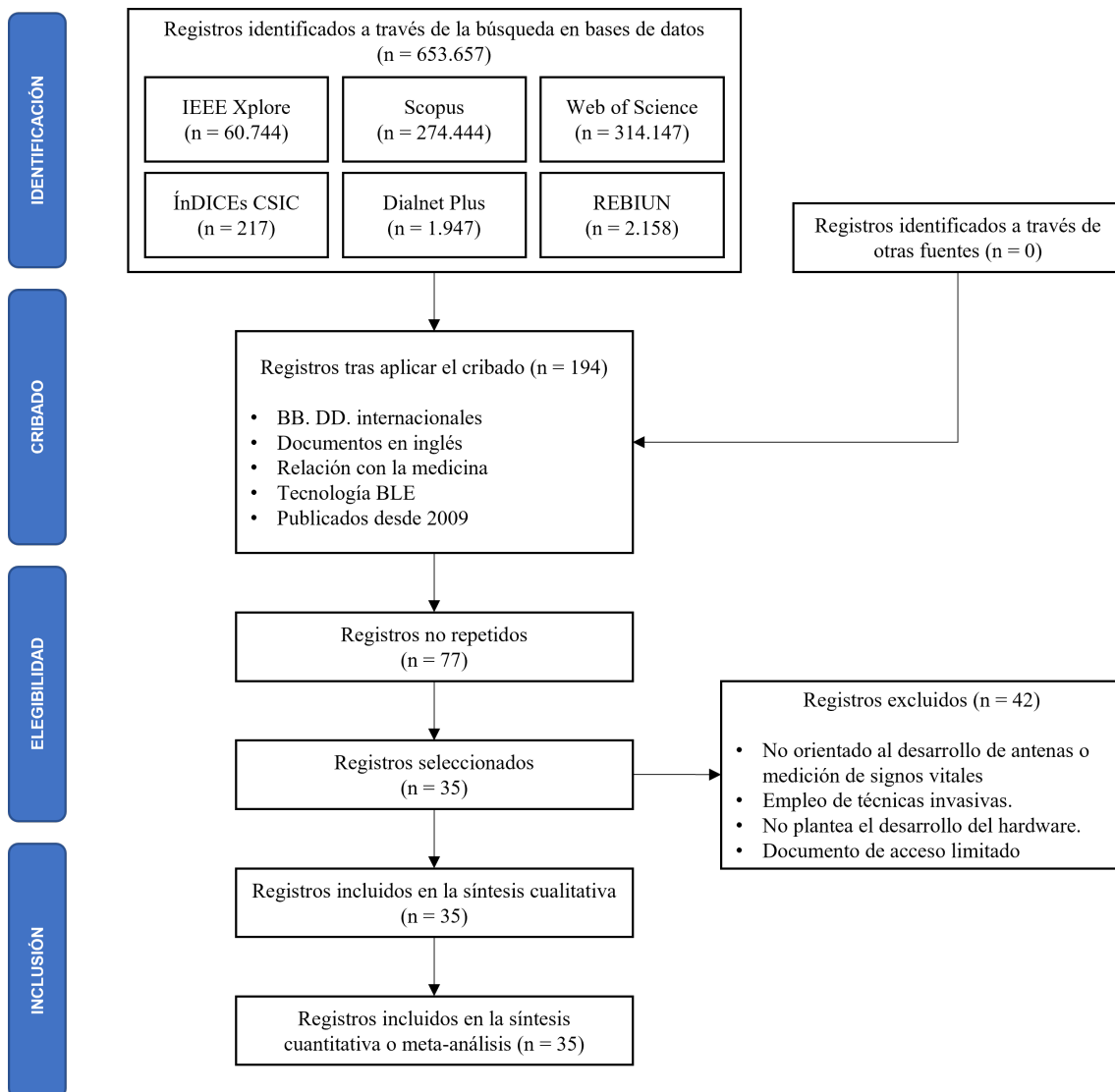


Figura 3.2: Diagrama de flujo de la revisión bibliográfica.

3.2. Artículos seleccionados

Los artículos seleccionados pueden apreciarse en el Anexo III: Artículos revisados con PRISMA, Tabla 7.1 (p. 130). Todos los dispositivos presentes en los artículos poseen características similares, entre las que se incluyen:

- Monitorización continua de los signos vitales analizados.
- Portabilidad, bien como dispositivos acoplables a otras prendas o dispuestos en un soporte propio, bien como dispositivos autoadhesivos al cuerpo.
- Conectividad: todos los dispositivos integran soluciones inalámbricas para la transmisión/recepción mediante Bluetooth Low Energy. Algunos dispositivos amplían esta función con conectividad Wi-Fi o NFC, entre otros.
- Potencial para el diagnóstico temprano. Algunos dispositivos están especialmente diseñados no sólo para registrar los signos vitales, sino también para detectar anomalías y ofrecer, de esta manera, un propósito preventivo.

3.2.1. Dispositivos presentes en los artículos

La mayoría de los sistemas estudiados recurren a sensores de pulso y presión sanguínea, donde destacan los dispositivos sensores MAX30100, MAX30102 y MAX30105 (saturación de oxígeno en sangre mediante pulsioximetría, frecuencia cardíaca mediante fotoplethismografía, y medición de temperatura), y los amplificadores AD8232, AD8237 y ADS1298 (frecuencia cardíaca mediante electrocardiograma). En menor medida, se utilizan sensores MLX90614 (infrarrojo), LM35 (diodo semiconductor) y PT100 (termopar). Otras opciones recurren a dispositivos fabricados ad hoc, por ejemplo, para medir el ritmo respiratorio.

Con respecto a los dispositivos de transmisión, la gran mayoría recurre a los módulos CC2540 de Texas Instruments (con antena PIFA integrada) o a módulos similares, como el CC2541 o el CC2650, o bien a dispositivos derivados del Nordic nRF52832 (o sus variantes nRF52840, nRF51822, entre otras) sobre los que se integran antenas planares, principalmente del tipo PIFA. Estos dispositivos pueden servir también como microcontrolador maestro, pero en ciertos casos se delega la administración del circuito a otros módulos, destacando las placas Arduino con MCU ATmega-328p (versiones Uno y Nano) y placas clon de otros fabricantes.

Prácticamente la totalidad de dispositivos recurren a baterías recargables de tipo Li-Ion o Li-Po, de en torno a 3,7 V y entre 110 y 500 mAh, según las necesidades del diseño. Determinados artículos plantean la utilización de módulos de carga y regulación, como el BQ51013 de Texas Instruments (recarga inalámbrica), o a reguladores integrados en las propias baterías, como es el caso del DTP301120 de SparkFun Electronics. Algunos estudios investigan la posible utilización del *energy harvesting* o aprovechamiento de la energía del entorno (movimiento corporal, luz solar, calor emanado por el cuerpo o por el propio dispositivo...).

3.2.2. Conclusiones

En primer lugar, es importante destacar que, como se ha podido observar, no existe una solución única para la transmisión de datos en dispositivos integrables en prendas de vestir. Dependiendo de los requisitos del circuito, se utilizan diferentes modelos comerciales que consisten en un módulo codificador BLE conectado a una antena PIFA mediante un balanceador o balun. Sin embargo, estos dispositivos presentan limitaciones, ya que están colocados en una placa de circuito rígida y a menudo se encapsulan para evitar la interferencia con el cuerpo humano.

La necesidad de implementar un nuevo tipo de antena más adaptable al cuerpo humano se basa en varias razones. La integración de dispositivos electrónicos en prendas de vestir está en constante crecimiento, y se espera que desempeñe un papel importante en nuestra vida diaria en un futuro próximo. Por lo tanto, es crucial que las antenas utilizadas sean flexibles y adaptables para garantizar la comodidad y libertad de movimiento del usuario.

Otro aspecto a considerar es la monitorización de signos vitales, como el pulso y la saturación de oxígeno en sangre, especialmente en el ámbito socio-sanitario. Estos dispositivos a menudo se conectan a plataformas en línea a través de Wi-Fi o Bluetooth para permitir la monitorización remota de pacientes, por lo que la efectividad de las antenas debe ser demostrable para su correcto funcionamiento.

En resumen, se debe considerar un punto esencial la implementación de un nuevo tipo de antena más adaptable al cuerpo humano en circuitos vestibles. Esto no sólo mejoraría la comodidad del usuario, sino que podría garantizar una transmisión de datos más eficiente y abriría la puerta a una amplia gama de aplicaciones en ámbitos como la salud.

Por otra parte, y en vista de los resultados obtenidos mediante la metodología PRISMA, el procedimiento se estima insuficiente para la búsqueda de bibliografía relacionada con las antenas flexibles, siendo necesario ampliar el espectro hacia otras fuentes y aplicando otros procedimientos de revisión.

3.3. Dispositivos comerciales

Este apartado analizará algunos de los dispositivos comerciales destinados a la medición de signos vitales y su transmisión mediante antenas integradas (Tabla 3.5). Los dispositivos se han seleccionado en base a los siguientes criterios:

- Objetivo principal: monitorización de signos vitales.
- Integran antenas para la transmisión de los datos vía Bluetooth.
- Son dispositivos portables, de reducido tamaño, livianos y cómodos en su manejo.
- Se encuentran disponibles para su venta al público.
- Ampliamente extendidos en mercados internacionales.

Siguiendo estos criterios, no se han incluido en la selección los dispositivos para monitorización en el ámbito hospitalario o sociosanitario, principalmente motivado por tratarse de dispositivos de monitorización asistida y equipos fijos.

Grupo	Compañía	Modelo	Sensores	Batería	Año	Precio ⁴
Banda pectoral	Wahoo	Tickr X	Pulso	CR2032	2014	80 €
	Polar	H10	Pulso	CR2025	2017	70 €
	Garmin	HRM-Dual	Pulso	CR2032	2019	50 €
Pulsera	Apple	Watch Series 6	Pulso Oximetría	Recargable	2020	350 €
	Samsung	Galaxy Fit2	Pulso	Recargable	2020	130 €
	Xiaomi	Mi Band 6	Pulso	Recargable	2021	30 €
Prenda	Hexoskin	Smart Shirt	Pulso Respiración	Recargable	2014	150 €
	Sensoria	Fitness Socks	Pulso	Recargable	2015	180 €
	OMsignal	OMbra	Pulso	Recargable	2016	140 €
Otros	Oura	Ring	Pulso	Recargable	2015	270 €

Tabla 3.5: Comparativa entre dispositivos comerciales.

Ninguno de estos dispositivos comerciales ha incluido en sus publicaciones el tipo de transmisor utilizado para la conexión Bluetooth. Sin embargo, debido al formato de los encapsulados y publicaciones derivadas, es aceptable suponer que todos ellos recurren a módulos comerciales, como el Infineon CY8C6336BZI en el caso del Oura Ring,⁵ con antenas basadas en modelos PIFA o parches sobre un sustrato rígido.

Con respecto a las baterías, salvo los modelos con pilas de botón reemplazables (CR2032 y CR2025), la mayoría de los modelos recargables hacen uso de pequeñas celdas Li-Po, por su mayor adaptabilidad al contenedor frente a las rígidas Li-Ion.

⁴ Precio aproximado para su venta en España, basado en consultas en las principales páginas de distribución de productos deportivos.

⁵ Fuente: <https://es.ifixit.com/Desmontaje/Oura+Ring+2+Teardown/135207>. Última consulta: 12/06/2023.

3.3.1. Bandas pectorales

Wahoo Tickr X Las bandas Tickr X de la compañía Wahoo son dispositivos portátiles diseñados para monitorizar el pulso durante el ejercicio físico. Estas bandas se colocan alrededor del pecho y utilizan sensores para capturar con precisión las pulsaciones del corazón. Ofrece funciones adicionales, como el cálculo de calorías quemadas y el análisis de la intensidad del entrenamiento. La batería CR2032 reemplazable proporciona una duración prolongada.⁶ Ventajas y desventajas:



- ✓ Alta precisión en la medición del pulso.
- ✓ Compatibilidad con diversas aplicaciones y dispositivos.
- × La batería reemplazable puede requerir un cambio frecuente.

Polar H10 La banda pectoral H10 de Polar es reconocida por su alta precisión en la monitorización del pulso durante las actividades deportivas. Es un dispositivo portátil utilizado por atletas y entusiastas del fitness para medir con exactitud la frecuencia cardíaca durante el ejercicio. La H10 utiliza un conjunto de electrodos colocados en la banda para capturar las señales eléctricas del corazón y convertirlas en datos digitales. Estos datos se transmiten de manera inalámbrica, permitiendo que los usuarios supervisen y analicen su rendimiento en tiempo real. La batería CR2025 reemplazable garantiza una vida útil prolongada del dispositivo.⁷ Ventajas y desventajas:



- ✓ Excelente precisión en la monitorización del pulso.
- ✓ Compatibilidad con múltiples dispositivos.
- × La batería reemplazable necesita ser cambiada periódicamente.

Garmin HRM-Dual La banda pectoral HRM-Dual de Garmin es otro dispositivo popular utilizado para monitorizar el pulso durante las actividades físicas. Combina la precisión de la tecnología de sensores ópticos y eléctricos para ofrecer una medición confiable del ritmo cardíaco. La HRM-Dual es compatible con múltiples dispositivos Garmin, así como con aplicaciones de fitness de terceros a través de la conexión Bluetooth.



Esta banda pectoral también es resistente al agua, lo que la hace adecuada para nadadores y deportistas que realizan actividades acuáticas. Al igual que los modelos anteriores, utiliza una batería CR2032 reemplazable para alimentar el dispositivo.⁸ Ventajas y desventajas:

- ✓ Precisión en la medición del pulso.
- ✓ Compatibilidad con varios dispositivos y aplicaciones de fitness.
- × La batería reemplazable puede requerir un cambio frecuente.

⁶ Fuente: <https://www.wahoofitness.com/devices/heart-rate-monitors/tickr-x-heart-rate-monitor>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

⁷ Fuente: <https://www.polar.com/es/productos/accesorios/h10-sensor-de-frecuencia-cardiaca>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

⁸ Fuente: <https://buy.garmin.com/en-US/US/p/621244>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

3.3.2. Pulseras

Apple Watch Series 6 El Apple Watch Series 6 es una pulsera inteligente que va más allá de la simple monitorización del pulso. Equipado con un pulsioxímetro, este dispositivo es capaz de medir el pulso y la saturación de oxígeno en la sangre de manera continua.



Además, ofrece una amplia gama de características de seguimiento de la actividad física, seguimiento del sueño y notificaciones inteligentes. La batería recargable proporciona una autonomía de varios días, y la conexión Bluetooth permite sincronizar los datos con dispositivos Apple y otras aplicaciones compatibles.⁹ Ventajas y desventajas:

- ✓ Monitorización continua del pulso y oximetría.
- × Mayor costo en comparación con otras pulseras.
- × Limitada integración con plataformas y aplicaciones de terceros.

Samsung Garmin Galaxy Fit2 La pulsera Galaxy Fit2 de Samsung es un dispositivo portátil diseñado para monitorizar el pulso de manera conveniente y precisa. Proporciona seguimiento continuo del ritmo cardíaco durante el día y durante el ejercicio físico.



La Galaxy Fit2 ofrece funciones de seguimiento de la actividad diaria y seguimiento del sueño. La batería recargable permite un uso prolongado, y la conectividad Bluetooth permite la transferencia de datos a dispositivos móviles y otras aplicaciones de fitness compatibles.¹⁰ Ventajas y desventajas:

- ✓ Monitorización precisa del pulso.
- ✓ Batería de larga duración.
- × Limitada integración con plataformas y aplicaciones de terceros.

Xiaomi Mi Band 6 La Mi Band 6 de Xiaomi es una pulsera inteligente que ofrece seguimiento del pulso de manera cómoda y asequible. Equipada con un sensor óptico de frecuencia cardíaca, esta pulsera registra y monitoriza el ritmo cardíaco durante el día y durante las actividades deportivas.



Además, la Mi Band 6 cuenta con funciones de seguimiento de la actividad física y seguimiento del sueño, entre otros. Con su batería recargable de larga duración y conectividad Bluetooth, esta pulsera permite a los usuarios mantenerse informados sobre su salud y rendimiento físico.¹¹ Ventajas y desventajas:

- ✓ Batería de larga duración.
- ✓ Relación calidad-precio.
- × Menor precisión en la medición del pulso.

⁹ Fuente: <https://www.apple.com/watch/>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

¹⁰ Fuente: <https://www.samsung.com/global/galaxy/galaxy-fit2/>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

¹¹ Fuente: <https://www.mi.com/global/mi-band-6/>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

3.3.3. Prendas de vestir

Hexoskin Smart Shirt La Smart Shirt de Hexoskin es una prenda de vestir innovadora que integra sensores para monitorizar el pulso y la respiración. Estos sensores están estratégicamente ubicados en la camiseta y capturan datos vitales durante las actividades físicas.



La Smart Shirt proporciona información detallada sobre el ritmo cardíaco, la variabilidad de la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria. Con una batería recargable, esta prenda permite un uso prolongado y su conexión Bluetooth facilita la transmisión de datos a dispositivos móviles y aplicaciones de análisis de rendimiento.¹² Ventajas y desventajas:

- ✓ Monitorización del pulso y respiración en una prenda de vestir.
- × Requiere el uso de una prenda específica.
- × Mayor costo en comparación con otros dispositivos portátiles.

Sensoria Smart Socks Los Smart Socks de Sensoria son calcetines inteligentes diseñados para monitorizar el pulso durante la actividad física. Estos calcetines incorporan sensores textiles que detectan las señales eléctricas del corazón y proporcionan mediciones precisas del ritmo cardíaco.



Además de la monitorización del pulso, los Smart Socks también ofrecen información sobre la cadencia, el equilibrio y la técnica de carrera. La batería recargable asegura un uso cómodo y prolongado, y la conectividad Bluetooth permite transmitir los datos a dispositivos móviles y aplicaciones compatibles.¹³ Ventajas y desventajas:

- ✓ Monitorización del pulso conveniente en los calcetines.
- × Limitado a la monitorización del pulso y algunas métricas de carrera.
- × Requerimiento de usar calcetines específicos.

OMsignal OMbra La OMbra de OMsignal es una prenda de vestir innovadora que combina un sujetador deportivo con sensores textiles para monitorizar el pulso de forma discreta y cómoda. Estos sensores capturan las señales eléctricas del corazón y proporcionan mediciones precisas del ritmo cardíaco durante las actividades físicas.



La OMbra cuenta con una batería recargable de larga duración y se conecta a través de Bluetooth para transmitir los datos a dispositivos móviles y aplicaciones de fitness.¹⁴ Ventajas y desventajas:

- ✓ Monitorización discreta y precisa del pulso en un sujetador deportivo.
- × Limitado a la monitorización del pulso.
- × Requerimiento de usar una prenda específica.

¹² Fuente: <https://www.hexoskin.com/>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

¹³ Fuente: <https://www.sensoriafitness.com/>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

¹⁴ Fuente: <https://www.omsignal.com/>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

3.3.4. Otros dispositivos

Oura Ring El anillo Oura es un dispositivo portátil en forma de anillo que monitoriza el pulso de manera discreta. Utilizando sensores ópticos, el anillo Oura captura y registra el ritmo cardíaco de forma continua. Además del seguimiento del pulso, el anillo Oura también ofrece información sobre el sueño, el nivel de actividad física y la recuperación.



Con una batería recargable, el anillo Oura se puede usar durante largos períodos de tiempo sin necesidad de carga adicional. La conectividad Bluetooth permite sincronizar los datos recopilados con dispositivos móviles y aplicaciones compatibles para un análisis más detallado.¹⁵ Ventajas y desventajas:

- ✓ Monitorización discreta del pulso en forma de anillo.
- ✓ Batería recargable de larga duración.
- × Limitado a la monitorización del pulso, con pocas funcionalidades.

3.3.5. Comentarios acerca de los dispositivos

En general, los dispositivos mencionados presentan diversas características en cuanto a la monitorización de signos vitales. Sin embargo, es importante destacar que no se especifica el tipo de antena utilizada en ninguno de ellos, lo cual limita la comprensión completa de su capacidad de transmisión inalámbrica. A este respecto, algunos estudios de ingeniería inversa sobre estos dispositivos u otros semejantes, así como artículos relacionados, han revelado que las antenas utilizadas son usualmente dispositivos compactos y rígidos, en una configuración planar (IFA o parche, generalmente).

Además, aunque estos dispositivos ofrecen la monitorización de uno o varios signos, se centran principalmente en la medición del pulso, lo que plantea una limitación en comparación con otros dispositivos más avanzados disponibles en el mercado y de uso específicamente sanitario.

Es importante tener en cuenta que algunos de estos dispositivos pueden tener costes elevados y únicamente ser compatibles con un número limitado de dispositivos o plataformas (habitualmente, proporcionados por la misma compañía), lo que puede restringir su versatilidad y accesibilidad para los usuarios.

Por todo ello, el planteamiento de este proyecto pretende ofrecer las siguientes soluciones:

- Antenas de materiales y sobre sustratos flexibles, que permitan mejorar las condiciones de conectividad independientemente del soporte —textil— utilizado.
- Como aplicación práctica, un dispositivo que integre diversos sensores de signos vitales en un formato compacto y cómodo para el usuario.
- Que los costes de producción conlleven una propuesta competitiva para el mercado, en comparación con otros dispositivos.

¹⁵ Fuente: <https://ouraring.com/>. Última consulta: 12/06/2023. Imagen obtenida desde la fuente.

Capítulo 4

Propuesta proyectiva

4.1. Requisitos informáticos

Los requisitos informáticos consisten en todas los recursos y herramientas que son necesarios para establecer y desenvolver el plan de trabajo propuesto en los objetivos del proyecto.

4.1.1. Recursos físicos

Los recursos físicos iniciales con los que se cuenta al inicio del proyecto son los siguientes:

Equipo n.º 1: orientado a la elaboración de la documentación proyectual, incluyendo la revisión de artículos y el diseño de la circuitería. Presenta las siguientes características:

- Fabricante: Hewlett-Packard Company (HP).
- Modelo: Pavilion TouchSmart 15-n020ss Notebook PC.
- CPU: Intel Core i3-3217U.
- GPU: Intel HD Graphics 4000 (integrada).
- Memoria RAM: 6 GB DDR3 1600 MHz.
- Sistema operativo: Windows 10.

Equipo n.º 2: equipo destinado al análisis, desarrollo y simulación de los modelos de transmisión. Entre sus características se encuentran:

- Fabricante: varios.
- Modelo: premontado para *gaming*.
- CPU: Intel Core i7-12700F.
- GPU: Nvidia RTX 3060 (dedicada).
- Memoria RAM: 32 GB DDR4.
- Sistema operativo: Windows 10.

4.1.2. Aplicaciones de propósito general

En este apartado se incluyen las aplicaciones con las que se pretende desarrollar la documentación del proyecto, fruto de una decisión basada primordialmente en la experiencia en el manejo de esas herramientas por parte de las personas participantes.

4.1.2.1. Overleaf (v. 3.x)

Overleaf es una plataforma en línea para la edición colaborativa de documentos científicos y académicos escritos en \LaTeX .¹



Desarrollada por J. Hammersley y J. Lees-Miller en 2011 bajo el nombre de WriteLaTeX, fue publicada oficialmente en 2014, integrando en 2017 la plataforma ShareLaTeX y conformando desde entonces una comunidad de más de dos millones de usuarios.

Esta aplicación web ofrece diferentes paquetes para sus usuarios, desde cuentas gratuitas hasta paquetes empresariales con integración con herramientas de control de versiones, número amplio de colaboradores, o seguimiento de la compilación de los documentos \LaTeX . Se puede acceder a la herramienta desde la web: <https://es.overleaf.com/>.

En el presente proyecto, se recurre a esta herramienta para mantener un formato adecuado y homogéneo en el documento, incluyendo una considerable cantidad de archivos gráficos y tablas de información, sin tener que prestar atención a la instalación de todas las librerías requeridas, disponiendo además de una herramienta de acceso común desde cualquier equipo conectado a Internet que puede ser accesible por todas las personas participantes en el proyecto.

Debido a que esta herramienta está integrada en un control de versiones comunitario y continuado, la adopción de nuevas versiones es rutinaria. La última revisión consultada de la herramienta (versión 3.x) es del 05/06/2023.

¹ \LaTeX es un sistema de composición de textos basado en el paradigma de lenguaje de marcado \TeX (L. Lamport, 1984), de código abierto, que permite preparar documentos sin preocuparse del formato de salida, que puede programarse de forma independiente, obteniendo un resultado profesional y altamente personalizable. A diferencia de otras herramientas como Microsoft Word, basadas en la filosofía WYSIWYG (*What You See Is What You Get*, lo que ves es lo que obtienes), \LaTeX se basa enteramente en un juego de instrucciones básico pero ampliable con múltiples librerías ofrecidas por la comunidad de usuarios, aunque también existen aplicaciones que integran ambos paradigmas, como TeXstudio.

4.1.2.2. Inkscape (v. 1.2.2)

Inkscape es un programa de diseño gráfico, gratuito y de código abierto, utilizado principalmente para la creación y manipulación de gráficos en formato vectorial.²



Fue desarrollado en el año 2003 por una comunidad de voluntarios, y presenta una amplia variedad de herramientas que puede ser ampliada con nuevas librerías ofrecidas por la comunidad.

Permite trabajar en múltiples formatos vectoriales y de mapas de bits, tales como SVG, PDF o EPS, y está disponible en los sistemas operativos Windows, Mac OS y Linux. La herramienta puede obtenerse desde su página oficial: <https://inkscape.org/es/>.

Su utilidad en el proyecto radica en la posibilidad de elaborar gráficos personalizados, o modificar imágenes extraídas de las fuentes citadas. Debido a que el programa ha sufrido diversas actualizaciones —todas ellas retrocompatibles— en el transcurso del proyecto, la última versión utilizada ha sido la 1.2.2 (09/12/2022).

4.1.3. Aplicaciones científicas

En este apartado se inscriben aquellas aplicaciones que se enfocan directamente en los propósitos teórico-prácticos del proyecto, incluyendo el análisis y desarrollo de los dispositivos transmisores, así como el planteamiento de los esquemáticos circuitales.

4.1.3.1. Simulia CST Studio Suite (v. 2020)

CST Studio es una suite de software de simulación electromagnética utilizada para el análisis y diseño de sistemas y dispositivos electromagnéticos complejos.



Proporciona herramientas avanzadas de modelado, simulación y visualización para el estudio de fenómenos electromagnéticos, como la propagación de ondas, la radiación de antenas, el acoplamiento de señales y la interacción de campos electromagnéticos con estructuras y materiales.

Para el presente proyecto se ha recurrido a la versión 2020, con licencia académica. Puede obtenerse más información sobre CST Studio en la web: <https://www.3ds.com/es/productos-y-servicios/simulia/productos/cst-studio-suite/>.

² Las imágenes vectoriales, a diferencia de las imágenes basadas en mapas de bits, contienen objetos geométricos (polígonos, líneas...) definidos por atributos matemáticos (grosor de línea, coloratura, posicionamiento...). Los formatos vectoriales no sufren distorsión frente al escalado, pero deben ser convertidos a mapas de bits para su representación por pantalla o impresión en físico.

4.1.3.2. Simulia Antenna Magus (v. 2020)

Antenna Magus es una aplicación de diseño de antenas que ofrece una amplia biblioteca de antenas predefinidas y herramientas de selección, diseño y análisis.



Permite a los ingenieros y diseñadores de antenas explorar y evaluar diferentes opciones de antenas, optimizar su rendimiento y seleccionar la solución más adecuada para sus requisitos específicos. Antenna Magus simplifica y acelera el proceso de diseño de antenas al proporcionar una amplia gama de información técnica y datos útiles.

Al igual que en el caso de CST Studio, la versión empleada para el proyecto ha sido la 2020. Puede obtenerse más información sobre la herramienta en la web: <https://www.3ds.com/es/productos-y-servicios/simulia/productos/antenna-magus/>.

4.1.3.3. KiCad EDA (v. 7.0.5)

KiCad EDA (*Electronic Design Automation*) es una suite de software de código abierto utilizada para el diseño de circuitos electrónicos y la creación de esquemas y placas PCB.



Proporciona herramientas para la captura esquemática, la colocación de componentes, la trazabilidad de conexiones y el diseño de PCB, lo que permite a los ingenieros y diseñadores crear proyectos electrónicos completos.

KiCad EDA es ampliamente utilizado por la comunidad de diseño de circuitos electrónicos debido a su naturaleza de código abierto, su funcionalidad y su enfoque en la colaboración y la comunidad.

Al igual que en el caso de Inkscape, la comunidad que desarrolla la aplicación ha implementado actualizaciones recurrentes durante el período de preparación del proyecto, siendo la última versión utilizada la 7.0.5 (28/05/2023). Se puede obtener más información, así como descargar el producto, a través de la web oficial: <https://www.kicad.org/>.

4.2. Estructura de desglose del trabajo (EDT)

Para comprender los requisitos del proyecto y delimitar su alcance, ha sido definida una estructura de desglose del trabajo que, de forma jerárquica, permite identificar de forma simple las relaciones entre los grandes bloques y las diferentes partes que los componen (véase la Figura 4.1).

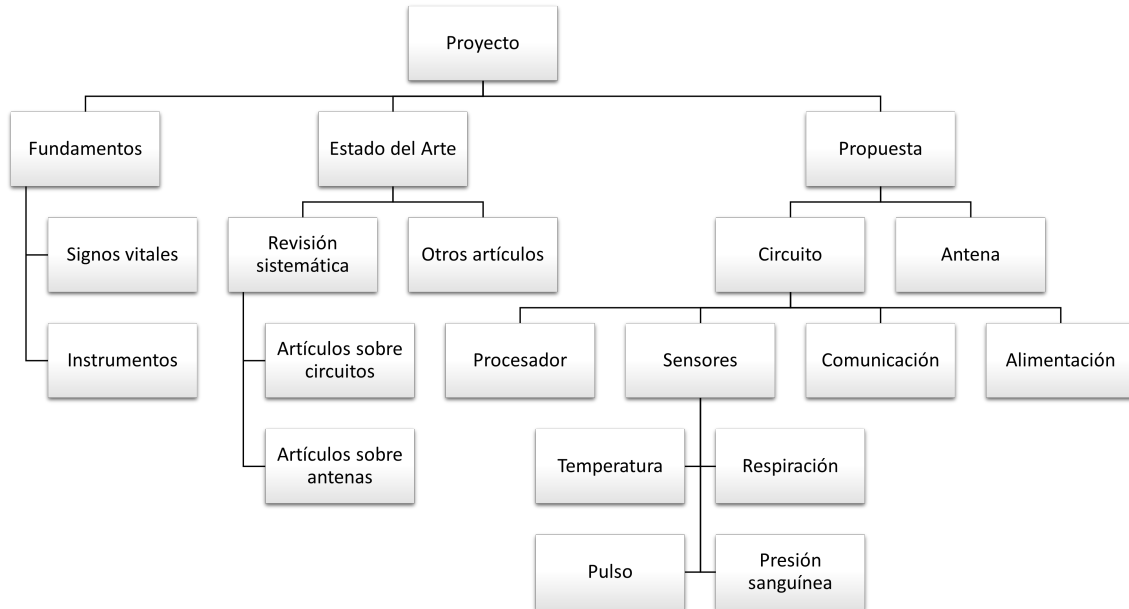


Figura 4.1: Estructura de desglose del trabajo (EDT).

El primer bloque, que versa sobre los **Fundamentos**, colecciona toda la información necesaria para comprender la base de interés del presente proyecto (concepto de signo vital y la instrumentación de medida).

La sección del **Estado del Arte** expone algunos de los más relevantes trabajos relacionados con el proyecto, empleando una metodología de análisis bibliográfico, así como aquellas fuentes de información obtenidas de consultas simultáneas mediante otros procedimientos.

Finalmente, la **Propuesta** consiste tanto en la selección de los componentes que conformarán el circuito integrado con el que se pretende alcanzar el objetivo definido (la detección y monitorización de los signos vitales del ser humano), como en el estudio y desarrollo del elemento transmisor (antena flexible).

4.3. Cronograma del proyecto

Tras fijar los requisitos del proyecto, es importante fijar un cronograma realista que permita establecer, de forma práctica y eficiente, los plazos temporales que deberán cumplirse, considerando los diferentes bloques temáticos que componen el trabajo y sus dependencias. El cronograma propuesto y desarrollado puede apreciarse en la Figura 4.2.

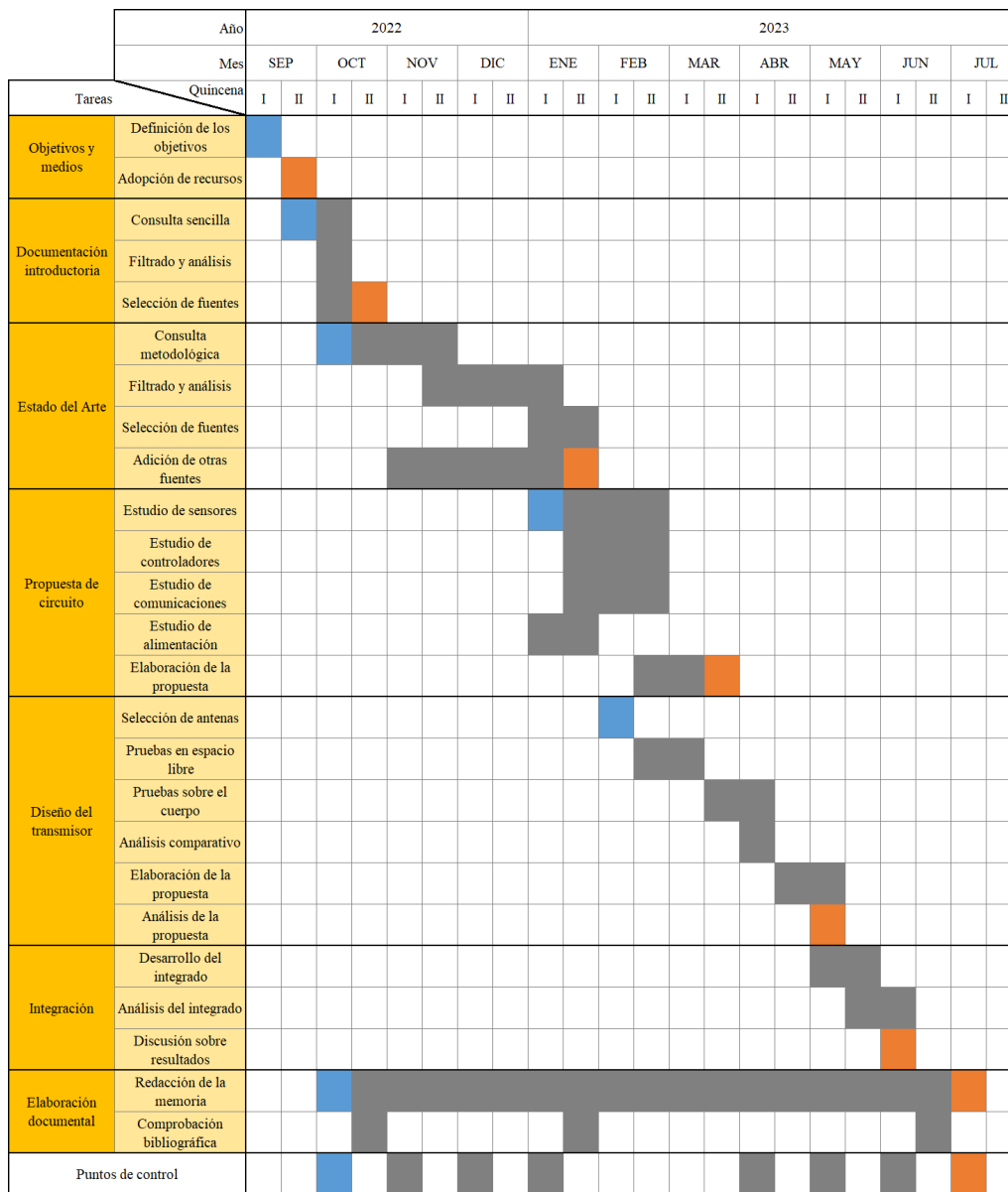


Figura 4.2: Cronograma del proyecto. En azul, en gris y en naranja se representan, respectivamente, los inicios, desarrollos y cierres de cada tarea.

Capítulo 5

Planteamiento de la red biométrica

Tomando como referencia la revisión bibliográfica aplicada en el Capítulo 3 (p. 39), en la presente sección se propondrá la utilización de diversos módulos de control, gestión de la energía y sensores para el desarrollo de un circuito de medición de signos vitales en el ser humano, que servirá de base para la aplicación práctica de la antena flexible bajo estudio.

En la Figura 5.1 se muestra la proposición de montaje definitivo de los diferentes elementos sobre una banda pectoral fabricada en un textil elástico.

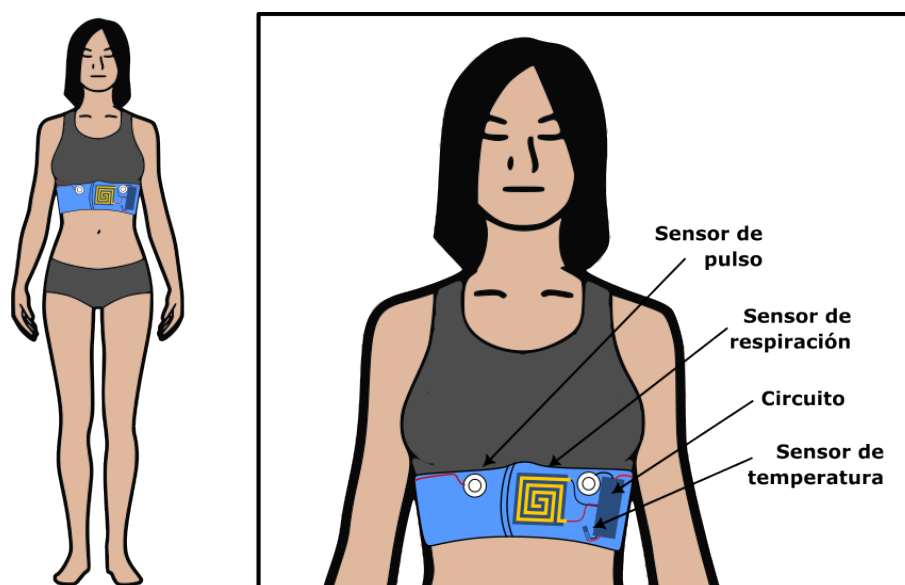


Figura 5.1: Representación del circuito sobre la banda pectoral.

5.1. Módulo de control

Para la sección de control del circuito se propone la utilización del microcontrolador ATmega328P, debido a su popularidad y por su integración en las placas Arduino Nano y Arduino Uno, ampliamente extendidas en el desarrollo y pruebas de circuitos programables.

El ATmega328P (véase la Figura 5.2) es un controlador de 8 bits, basado en la arquitectura AVR¹ y fabricado por Microchip Technology. Su diseño está especialmente orientado al uso eficiente de la energía, y entre sus características destacan:

- Velocidad de reloj elevada, alcanzando un máximo de 20 MHz.
- Memoria flash de instrucciones de 32 KB.
- Memorias de datos SRAM (2 KB, volátil) y EEPROM (1 KB, persistente).
- Amplia gama de periféricos integrados (puertos E/S digitales y analógicos, temporizadores, interfaces serie...).
- Convertidor analógico-digital de 10 bits.
- Programable en alto nivel mediante el entorno de desarrollo Arduino (C/C++).

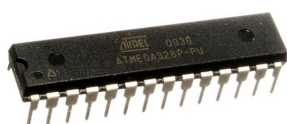


Figura 5.2: Aspecto del microcontrolador ATmega328P.

Debido a que este módulo será el encargado de suministrar la energía al resto de dispositivos, para evitar una sobrecarga en la salida de 3,3 V se planteará la incorporación de un regulador de tensión, como el STMicroelectronics L78L33. Este dispositivo, que maneja una corriente máxima de salida de 100 mA, está diseñado para soportar tensiones más elevadas y regularlas a 3,3 V, evitando fluctuaciones y convirtiendo el excedente de energía en calor.²

¹ La arquitectura AVR (siglas seguramente provenientes del nombre de sus diseñadores, Alf and Vegard's RISC processor) consiste en una amplia familia de procesadores RISC (*Reduced Instruction Set Computer*) basados en la arquitectura Harvard (con una unidad de control, una unidad aritmético-lógica, un conjunto de periféricos, y dos memorias diferenciadas para datos e instrucciones), y diseñados por Atmel —actualmente Microchip Technology— desde 1996.

² Más información: <https://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/794476/STMICROELECTRONICS/L78L33.html>. Última consulta: 12/05/2023.

5.2. Módulo de comunicaciones

El FSC-BT826, o HC06, es un módulo de comunicación inalámbrica Bluetooth que utiliza el controlador RTL8761ATV (Figura 5.3). Este módulo está diseñado para proporcionar capacidades de conectividad Bluetooth en dispositivos electrónicos.

El controlador RTL8761ATV es un chip altamente integrado que combina la funcionalidad del protocolo Bluetooth Low Energy (BLE) y Bluetooth Clásico. Ofrece soporte para Bluetooth 4.2, lo que garantiza una conexión confiable y de bajo consumo de energía.

El módulo FSC-BT826 cuenta con una antena integrada IFA para facilitar la transmisión y recepción de datos a través de Bluetooth, pero también soporta el uso de una antena externa. Ofrece una interfaz de comunicación UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) para la comunicación con el microcontrolador o el sistema host con una velocidad de hasta 80 KB/s.

El módulo es compacto y de tamaño reducido, lo que lo hace adecuado para integrarse en dispositivos con limitaciones de espacio. Además, ofrece una amplia variedad de perfiles y servicios de Bluetooth, lo que permite la comunicación con una amplia gama de dispositivos.

El módulo FSC-BT826 es adecuado para una variedad de aplicaciones, como dispositivos portátiles, dispositivos de monitoreo de salud, sistemas de control remoto, dispositivos de audio y muchos otros dispositivos electrónicos que requieren capacidades de comunicación inalámbrica Bluetooth.³

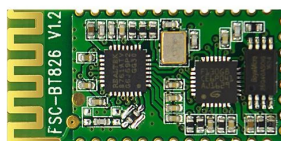


Figura 5.3: Aspecto del módulo de comunicaciones FSC-BT826.

³ Más información: <https://www.feasycom.net/bluetooth-high-data-speed/dual-mode-bluetooth-module-hc06.html>.
Última consulta: 12/06/2023.

5.3. Módulo de medición

5.3.1. Sensor de frecuencia respiratoria

Este sensor se fabricará aprovechando las propiedades piezorresistivas del Velostat (Linqstat),⁴ compuesto por una hoja polimérica (poliolefina) impregnada con negro de carbón (estructura amorfa y eléctricamente conductiva). Al someterse a una deformación, el material sufre un esfuerzo de tracción o compresión que altera la posición de las moléculas de carbón, lo que hace variar su impedancia. La resistencia del material, determinada por la prueba ASTM D991⁵ es inferior a $500 \Omega \cdot cm$, y su resistencia varía de forma no lineal ante la presión (siguiendo una exponencial negativa).

El Velostat, como lámina de resistencia variable, podrá extenderse mediante dos bornes conformando así un componente eléctrico listo para su lectura. Para aprovechar su sensibilidad ante cualquier dirección de presión, se compondrá un patrón de material conductor flexible (cinta de cobre adhesivo) para cada borne, de forma que la conductividad entre ambas líneas varíe de la misma forma en que lo hace el Velostat. Existen dos posibilidades de introducción del material conductor (véase la Figura 5.4: [36, p. 48])

- **Estructura monocapa:** dos patrones sobre la misma cara sin llegar a conectarse entre sí, conformando un dibujo laberíntico. En este caso, la variación resistiva del Velostat actuará sólo en superficie (acercando o alejando los patrones en el plano).
- **Estructura en sándwich:** Dos patrones en caras opuestas, de forma que la resistividad dependa tanto de la extensión o contracción de la superficie como de su grosor. Es la solución escogida por su mayor sensibilidad, debido a que la lámina del sensor se situará sobre el mismo plano que el pecho de la persona usuaria.

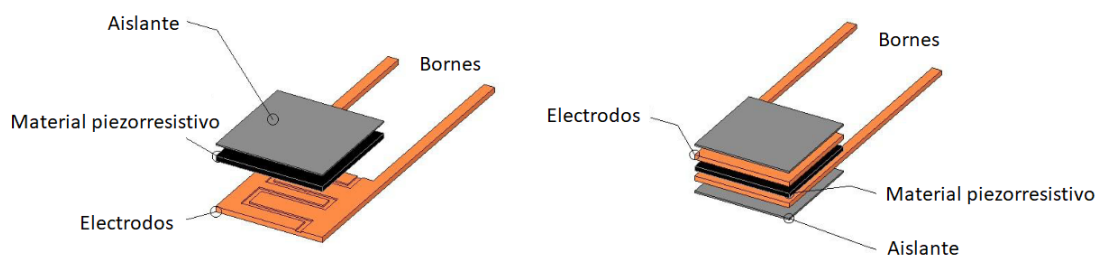


Figura 5.4: Estructuras para los patrones con Velostat. A la izquierda, circuito con patrones (electrodos) en la misma cara; a la derecha, estructura con patrones en caras opuestas (sándwich). Traducción a partir del original. [36, p. 48]

Tanto el Velostat como los conductores deben encontrarse aislados eléctricamente del entorno para

⁴ *Velostat* es una marca comercial del producto patentado por la empresa estadounidense Custom Materials Inc. en los años 60, posteriormente adquirida por 3M Company tras la absorción de Custom Materials en 1974. Su nombre deriva del acrónimo *very low static*, reflejando así la alta capacidad protectora del material frente a la electricidad estática. [33, p. G82] El polímero se empleó inicialmente como aislante para productos de uso sanitario, como zapatos y guantes, fundas para el mobiliario, o componentes del instrumental médico. [34, p. 134] Posteriormente, la compañía canadiense CAPLINQ Corporation fabricaría un producto de idénticas características bajo el nombre de *Linqstat*.

⁵ Esta prueba determina la resistencia de volumen para cuerpos gomosos empleados en dispositivos conductores y antiestáticos. [35]

evitar derivas en el sensor. Por ello, se introducirán en una pieza textil compacta, cerrada y elástica, adosada firmemente a la banda pectoral.

Para medir la frecuencia respiratoria de la persona usuaria, podremos determinar los cambios en la resistividad del sensor observando la variación de la caída de tensión entre sus bornes. Sin embargo, para ajustar el voltaje de salida a un intervalo deseado, será necesario introducir un divisor de voltaje como parte del circuito de entrada (Figura 5.5, Ecuación 5.1).

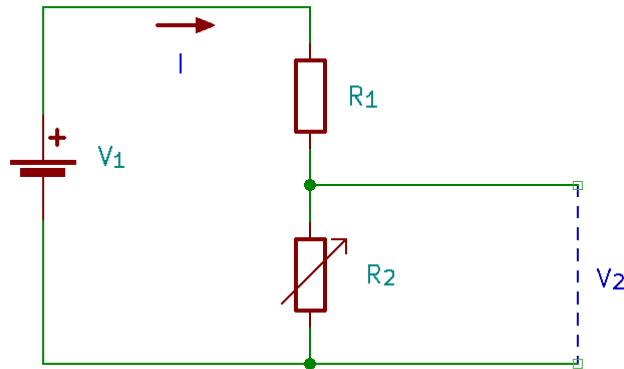


Figura 5.5: Divisor de tensión.

$$V_2 = V_1 \frac{I \cdot R_2}{I(R_1 + R_2)} = \frac{V_1 \cdot R_2}{R_1 + R_2} \rightarrow R_2 = \frac{R_1 \cdot V_2}{V_1 - V_2} \quad (5.1)$$

Cálculo de la resistencia del sensor de ritmo respiratorio

- Información: Velostat (polímero cubierto de carbón, piezorresistivo) con salida analógica, alimentado a 5 V.
- Ejemplo: <https://www.instructables.com/Pressure-Sensor-to-Measure-Respiration/>
- Hoja de datos: <https://www.farnell.com/datasheets/1815591.pdf>

5.3.2. Sensor de frecuencia cardíaca

Aprovechando el efecto del potencial de acción cardíaco (onda de despolarización a lo largo de la membrana celular), es posible determinar los latidos del corazón utilizando electrodos dispuestos a partir del triángulo de Einthoven.

Un componente habitualmente utilizado para la monitorización de señales de electrocardiograma (ECG) es el módulo AD8232, que está específicamente diseñado para su empleo en aplicaciones biomédicas.

Mediante el uso de tres electrodos, que se conectan sobre el cuerpo del paciente para capturar los impulsos eléctricos generados por el corazón, esta información se traslada a los pines de entrada del AD8232, donde se adecúa la señal de ECG, originalmente muy débil, mediante procesos de amplificación y filtrado, que también pueden retirar ruidos y artefactos indeseables que alteren la calidad y precisión de la señal.

La salida del módulo puede ser directamente conectada a un microprocesador (salida analógica), o preparada como salida digital, y su tensión de alimentación típica es de 3,3 V.

- Información: AD8232 (acondicionador de señal para electrocardiograma) con salida analógica/digital, alimentado a 3,3 V.
- Ejemplo: <https://blog.uelectronics.com/tarjetas-desarrollo/arduino/como-realizar-la-programacion-conexion-del-modulo-ad8232-ecg-con-arduino-uno/>
- Hoja de datos: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad8232.pdf>

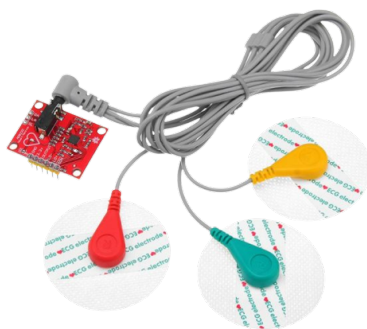


Figura 5.6: Ejemplo comercial del AD8232, con los tres electrodos conectados. Fuente: <https://store.robotechvalley.com>

5.3.3. Sensor de temperatura

Para monitorizar el estado de temperatura corporal, el circuito propuesto recurre al sensor de temperatura LM35 (Figura 5.7). Se trata de un dispositivo de precisión, habitualmente utilizado para medir la temperatura en aplicaciones electrónicas y sistemas de control, pero también recurrido para la estimación de la temperatura en aplicaciones biométricas.

Internamente, recurre a un transistor de unión bipolar (BJT) para transformar la temperatura recibida en una señal de tensión, gracias a la medición del voltaje base-emisor, que es sensible a los cambios de temperatura por las propiedades dieléctricas del silicio que lo compone.

Su diseño permite obtener un valor de tensión proporcional (mV) a la temperatura de medida (°C). La variación es de 10 mV/°C, dentro de su rango de funcionamiento (-55 °C a +150 °C). Además, no requiere calibraciones externas, debido a su alto grado de precisión interna ($\pm 0,5^\circ\text{C}$) en condiciones normales de temperatura.

- Información: LM35, diodo con salida analógica, alimentado a 5 V, y con precisión $\pm 0,5^\circ\text{C}$ @25°C.
- Ejemplo: <https://programarfacil.com/blog/arduino-blog/leer-el-sensor-de-temperatura-lm35-en-arduino/>
- Hoja de datos: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>

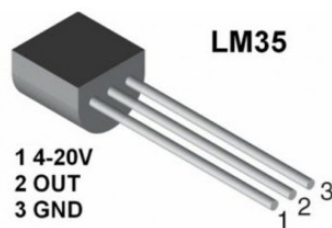


Figura 5.7: Representación del LM35 en su encapsulado típico TO-92. El pin 1 suele conectarse a una fuente de tensión de 5 V, obteniendo la salida a través del pin 2, y el pin 3 se conecta a tierra.

5.3.4. Sensor de presión sanguínea

La presión sanguínea, como fuerza que ejerce la sangre contra las paredes de las arterias mientras el corazón la bombea a lo largo del sistema circulatorio, se mide gracias a los sonidos de Korotkoff obtenidos mediante el uso del esfigmomanómetro, tal y como se mencionó en la subsección 2.2.2 (p. 20). Sin embargo, el procedimiento estándar de medición involucra la colocación del instrumento en el brazo u otra parte del cuerpo con una alta irrigación o presencia de arterias principales.

Debido a que el planteamiento del proyecto consiste en la utilización de una banda pectoral, y ante la ausencia de recursos físicos en ese emplazamiento para realizar unas mediciones precisas, se ha optado por descartar la integración del sensor de presión sanguínea en la presente propuesta circuital.

Sin embargo, y debido a la capacidad del microprocesador utilizado para introducir nuevas entradas de datos y salidas de alimentación, se abre la posibilidad de una futura integración como instrumento periférico integrable en la banda pectoral. Por ejemplo, utilizando un dispositivo basado en el sensor MPX5700AP de NXP Semiconductor (transductor piezorresistivo con una respuesta prácticamente lineal de 0 a 700 kPa). [37]

5.4. Módulo de alimentación

Para la sección de alimentación del circuito, la propuesta incluye la utilización de baterías de litio recargables, debido a sus ventajas en cuanto a capacidad de almacenamiento y eficiencia se refiere, frente a otras soluciones.

Para integrar la opción de carga de estas baterías, el circuito introduce el módulo integrado TP4056, que proporciona una solución completa y compacta para la carga de baterías de tipo Li-Ion y LiPo (véase la Figura 5.8).⁶ Esta solución es ampliamente utilizada en aplicaciones donde se requiere una carga segura y eficiente de baterías, como en circuitos electrónicos sensibles o dispositivos portátiles. Algunas de las características de este módulo son:

- Protección contra la sobrecarga o sobredescarga de la batería.
- Ajuste de la corriente de carga, mediante un resistor externo conectado al pin de ajuste (PROG) del módulo.
- Protección contra cortocircuitos.
- Carga a través de un terminal USB.

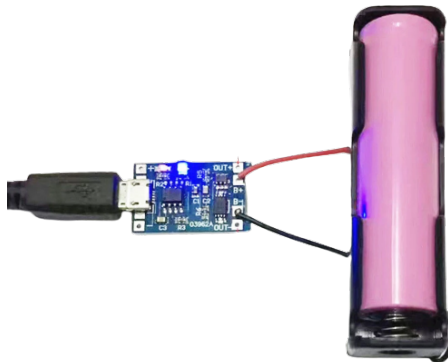


Figura 5.8: Proceso de carga de una batería Li-Ion mediante el módulo TP4056. Fuente: <https://es.aliexpress.com/item/1005002694729250.html>

Considerando el uso de baterías LiPo por su perfil más delgado y adaptable a la banda torácica, y tras efectuar un estudio sobre el consumo del sistema, se introducirán una o varias unidades en función de la durabilidad estimada.

⁶ Las baterías de iones de litio, o Li-Ion, utilizan un electrolito líquido que permite el paso de iones de litio entre los electrodos, ofreciendo una alta densidad de energía que permite almacenar una gran cantidad de carga en relación con sus dimensiones y su peso, además de presentar una tasa de autodescarga más baja que otros tipos de baterías recargables. Por su parte, las baterías de polímero de litio, o LiPo, recurren a un electrolito gelificado o polímero sólido, en lugar de uno líquido, lo que les permite adoptar formas más delgadas y flexibles, siendo a su vez más ligeras y presentando mayor capacidad de descarga que sus homólogas Li-Ion.

Capítulo 6

Diseño y estudio del transmisor

6.1. Propuesta de análisis

6.1.1. Selección de antenas

Siguiendo el punto principal del proyecto, que es el diseño de antenas flexibles, y tras haber visto los elementos que conforman los circuitos biométricos en los estudios más recientes y que están presentes en el mercado, es el momento de determinar qué tipo de antenas se someterán a su análisis para evaluar sus prestaciones de cara a la integración en prendas de vestir.

Tras estudiar la bibliografía consultada acerca de los dispositivos radiantes más comunes para las comunicaciones Bluetooth, y valorando otros estudios relativos a las antenas flexibles (principalmente el trabajo de Dey et al. sobre el diseño de antenas de parche flexibles [38], y Wong et al. sobre antenas de cavidad ranuradas de perfil bajo [39]), además de las aportaciones sobre antenas ranuradas en sustratos textiles y flexibles de Komeya et al. y Fujiwara et al., [40, 41], se proponen tres diseños:

- Diseño 1: antena PIFA con meandros (utilizada ampliamente en módulos prefabricados BLE, como el HM-10).
- Diseño 2: Monopolo plano, basada en el monopolo triangular (modelo a) del trabajo de Dey et al. [38, p. 3]
- Diseño 3: antena de cavidad, basada en el trabajo de Wong et al. [39, p. 2]

Debido a que es el propósito de estas antenas el trabajar en el rango de frecuencias de Bluetooth, delimitado entre los 2,4 y los 2,4835 GHz (considerando las bandas de guarda de 2 y 3,5 MHz, respectivamente), los dispositivos diseñados han sido sometidos a un proceso de optimización mediante el software CST Studio, donde el objetivo de optimización ha sido obtener una pérdida por retorno S_{11} inferior a -20 dB. Se ha fijado este límite por ser un objetivo de optimización más estricto que el umbral habitual de -10 dB, que implica una potencia reflejada del 10 % (usualmente relajado a -6 dB en antenas reducidas, con un reflejo del 25 % de la potencia invertida), y así favorecer un resultado aceptable a pesar de no alcanzar totalmente el objetivo de optimización.

6.1.2. Descripción del diseño 1

El primer diseño es una antena de “F” invertida y con meandros, lo que le otorga un tamaño reducido y compacto fácilmente integrable en un módulo de transmisión. Este tipo de dispositivos precisan de un espacio libre de objetos o *clearance*, para evitar interferencias electromagnéticas que reducirían su rendimiento óptimo. El modelo diseñado ha sido inicialmente modelizado utilizando el software Antenna Magus, de la misma forma que se modelizaron las antenas vistas en el apartado 2.5 (p. 29).

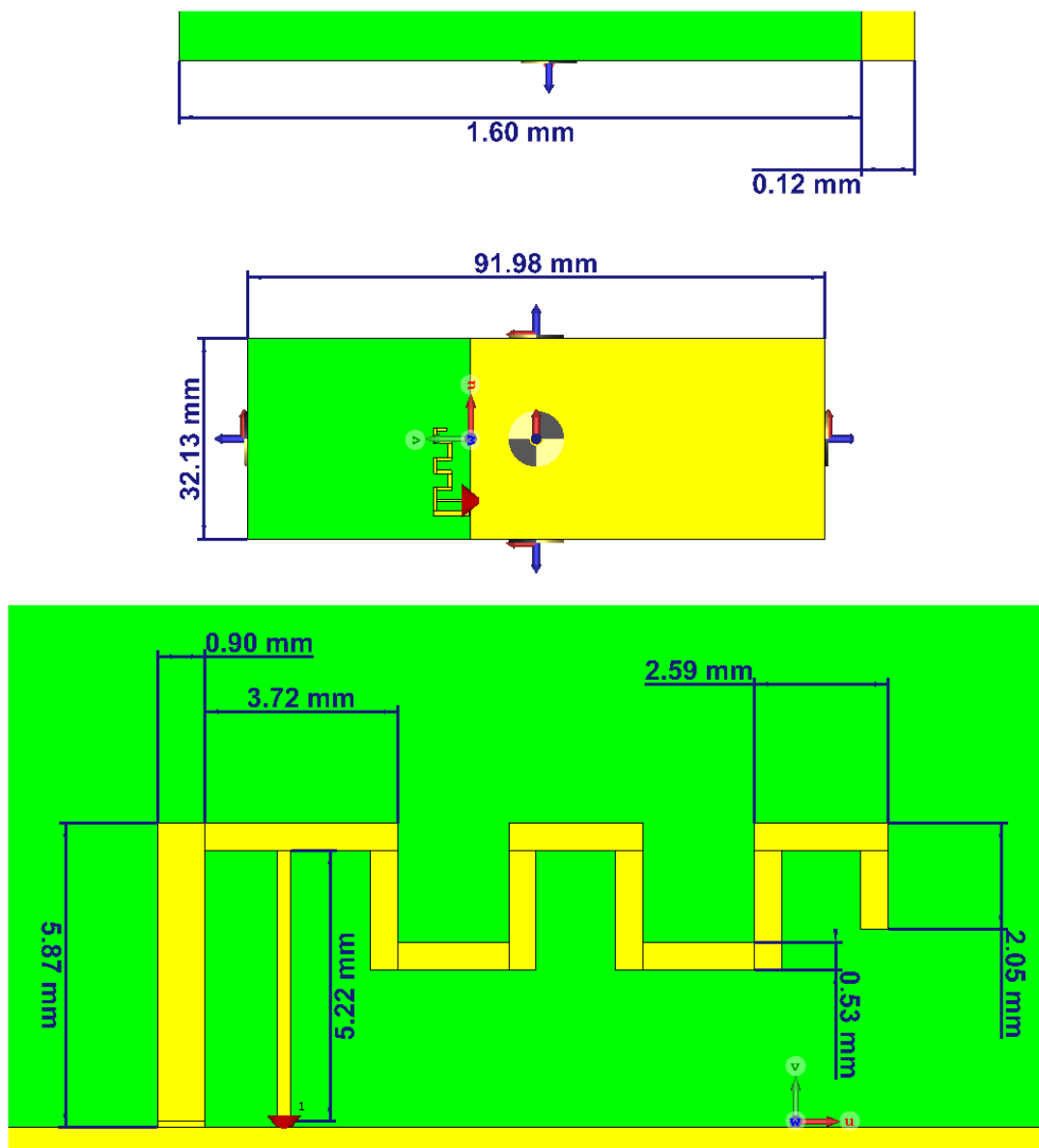


Figura 6.1: Diseño 1. Antena PIFA con meandros. Arriba: sección transversal de la antena. Centro: sección frontal. Abajo: detalle de la PIFA.

6.1.3. Descripción del diseño 2

Este modelo, basado en un monopolo planar, fue propuesto por Dey et al. para el diseño de una antena dual de banda ancha con alimentación coplanar. La integración de ranuras en forma de “U” en el interior del triángulo que conforma el monopolo le incorpora nuevas bandas de frecuencia sobre las que trabajar, pero para este estudio sólo se contemplará el modelo básico, que ofrece una banda de frecuencia cercana a la de interés. Al igual que en el modelo anterior, requiere de una zona de *clearance* para evitar su desintonización al encontrarse en un entorno cercano a otros objetos.

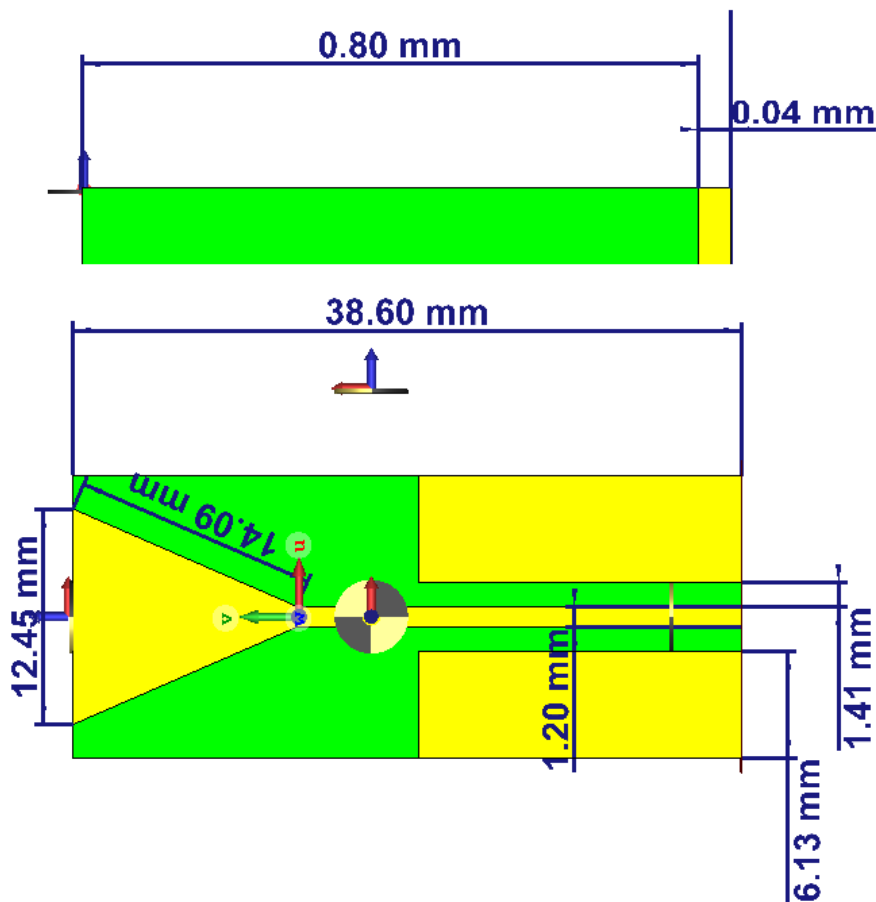


Figura 6.2: Diseño 2. Monopolo planar propuesto por Dey et al. (tipo *a*). [38] Arriba: sección transversal de la antena. Abajo: sección frontal de la antena (monopolo).

6.1.4. Descripción del diseño 3

El último diseño consiste en una antena de cavidad ranurada, originalmente concebida para trabajar en dos bandas de frecuencia por Wong et al. El espacio interior de la cavidad está parcialmente ocupado por un dieléctrico, quedando el resto relleno con aire. La línea de alimentación presenta un espacio o *gap* con respecto del resto del plano metalizado. Originalmente, el modelo se presenta como una doble “L”, con ramas *a* y *b* que sintonizan la antena en torno a las frecuencias de 2,4 y 5,8 GHz respectivamente.

El diseño ha sido simplificado (línea de alimentación en “L” reducida a un ángulo recto) y adaptado para hacerlo funcionar en la banda de interés, considerando parámetros no determinados en el estudio, como el grosor del cobre fijado a 0,025 mm.¹

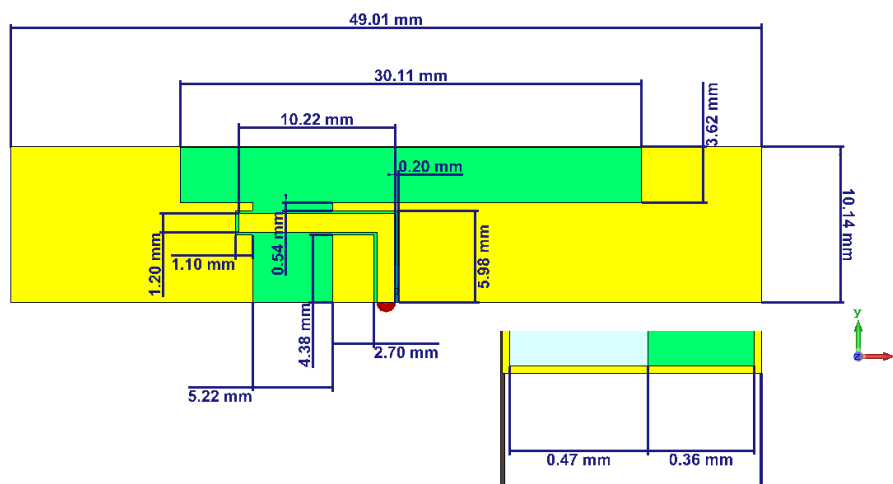


Figura 6.3: Diseño 3. Antena de cavidad ranurada propuesta por Wong et al. [39] Arriba: sección frontal de la antena (cara ranurada). Abajo: sección transversal de la antena (zona descubierta en la cara de la alimentación).

Podemos ver que, tras el proceso de optimización, los dos últimos presentan una superficie y un perfil considerablemente más bajos que el caso de la PIFA:

- Modelo 1: 91,98 mm x 32,13 mm x 1,72 mm. Superficie: 29,55 cm².
- Modelo 2: 38,60 mm x 12,45 mm x 0,84 mm. Superficie: 4,81 cm².
- Modelo 3: 49,01 mm x 10,14 mm x 0,88 mm. Superficie: 4,97 cm².

¹ Considerando una cinta de cobre recocido, existen diferentes soluciones en el mercado con distintos grosores, como es el caso de 3M (<https://multimedia.3m.com/mws/media/1043610/3m-copper-foil-tape-1126-data-sheet-78-812-5-9946-8-e.pdf>). Para el diseño 3 se ha considerado un valor promedio entre varios casos existentes.

6.1.5. Materiales

Para los diseños de las antenas se ha recurrido a los siguientes materiales, debido a que son ampliamente utilizados en la industria, especialmente en el diseño de prototipos electrónicos.

Sustrato FR-4 Es un material muy utilizado en la fabricación de placas de circuito impreso. Está compuesto por un laminado de fibra de vidrio y resina epoxi, que proporciona una base resistente, una estabilidad térmica considerable (como su nombre indica, es un material *flame retardant*, y unas propiedades dieléctricas confiables.

Características del dieléctrico (tomadas de CST Studio):

- Permitividad eléctrica: $\epsilon = 4,3$
- Permeabilidad magnética: $\mu = 1,0$
- Tangente de pérdida: $\tan \delta = 0,025$ (10 GHz)
- Conductividad térmica: $\kappa = 0,3\text{W/K/m}$

Cobre recocido Es el tipo de cobre más común en la fabricación de placas PCB. Es un metal de alta puerza que ha sido sometido a un proceso de recocido² para mejorar su maleabilidad y conductividad eléctrica.

Características del conductor (tomadas de CST Studio):

- Conductividad eléctrica: $\sigma = 5,8 \cdot 10^7\text{S/m}$
- Permeabilidad magnética: $\mu = 1,0$
- Conductividad térmica: $\kappa = 401,0\text{W/K/m}$

La utilización de estos materiales queda recogida en las normas IPC-4101D e IPC-2221A del *Institute for Printed Circuits* (IPC), sobre materiales base para placas de circuito impreso rígidas y multicapa, y sobre el diseño estándar de placas de circuito impreso, respectivamente.³ Para facilitar su visualización, en las futuras representaciones gráficas asignaremos a los materiales los colores amarillo (cobre conductor) y verde (FR-4 dieléctrico).

² El recocido consiste en calentar el cobre a una temperatura elevada y después enfriarlo lentamente, consiguiendo una disminución de la dureza y un aumento de su flexibilidad.

³ Más información: <https://www.ipc.org>. Última consulta: 13/06/2023.

6.2. Estudio en el espacio libre

6.2.1. Antena PIFA

Comenzaremos el análisis con la primera antena, la “F” invertida planar basada en el modelo de Antenna Magus (Figura 6.4). Considerando como banda de paso aquella donde los las pérdidas por retorno S_{11} sea inferiores a los -10 dB, la antena optimizada presenta una banda de alrededor de 0,3 GHz, entre las frecuencias de 2,3 y 2,6 GHz, con un mínimo muy próximo a la frecuencia central, $f_c = 2,441$ GHz (Figura 6.5).

La directividad en campo lejano revela un diagrama cardioide en la dirección de propagación del metal y la cara exterior —dirección +X— (Figuras 6.6 y 6.7). Considerando que el rango de Bluetooth (con bandas de guarda) se encuentra entre 2,4 y 2,4835 GHz, la antena cumpliría las expectativas del diseño.



Figura 6.4: Modelo 1. Perspectiva isométrica (espacio libre).

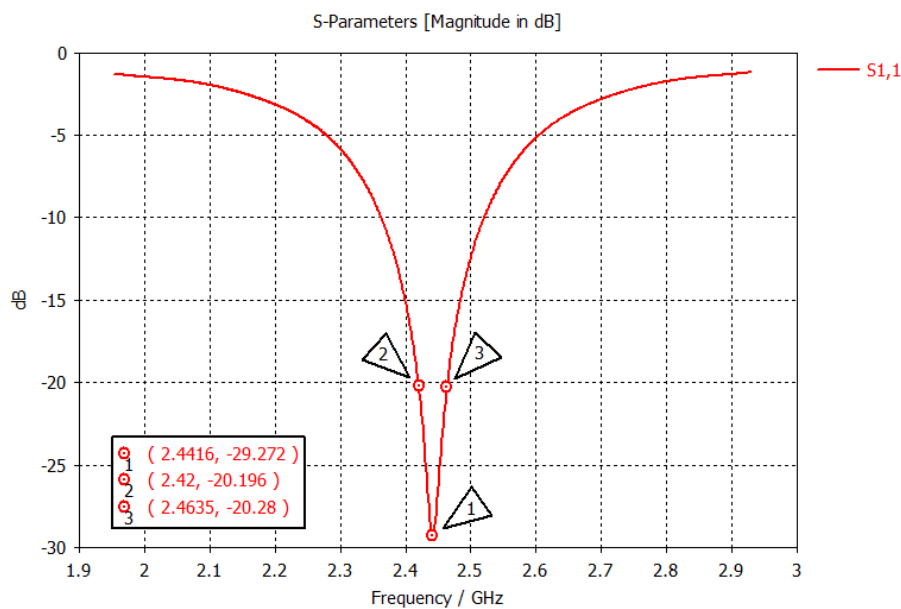


Figura 6.5: Modelo 1. Parámetros S_{11} (espacio libre).

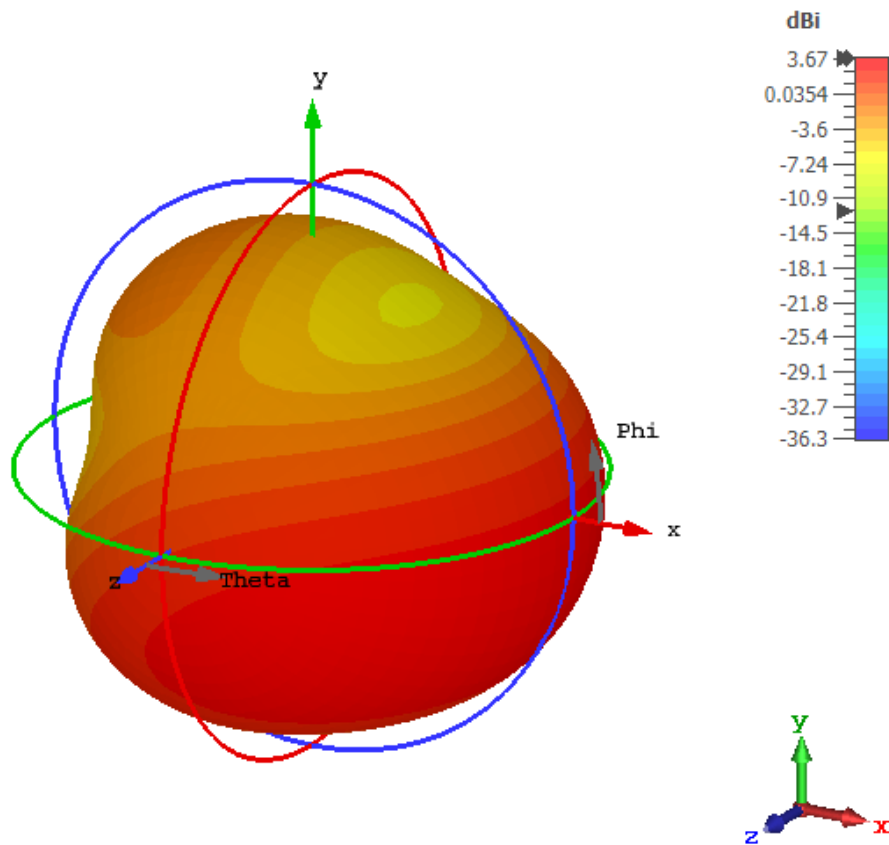
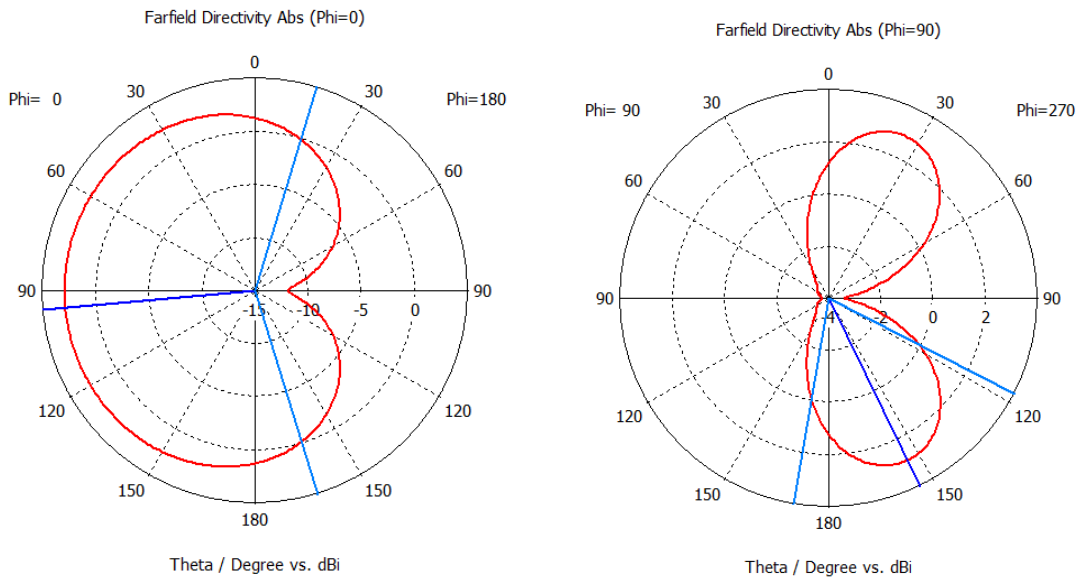


Figura 6.6: Modelo 1. Directividad en campo lejano (espacio libre).



(a) Campo lejano, corte $\varphi = 0$

(b) Campo lejano, corte $\varphi = 90$

Figura 6.7: Modelo 1. Cortes en campo lejano (espacio libre).

6.2.2. Monopolo plano

El segundo diseño (Figura 6.8), el monopolo planteado en el artículo de Dey et al., cuenta con una amplia banda desde aproximadamente los 1,8 GHz hasta ca. 5 GHz, con un mínimo local cerca de la frecuencia central, en $f_{mn} = 2,422$ GHz (Figura 6.9).

El diagrama de campo lejano refleja una directividad típica en las antenas monopolares, de aspecto toroidal y simétrico —omnidireccional— en los cortes del plano θ (Figuras 6.10 y 6.11).

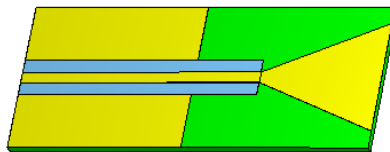


Figura 6.8: Modelo 2. Perspectiva isométrica (espacio libre).

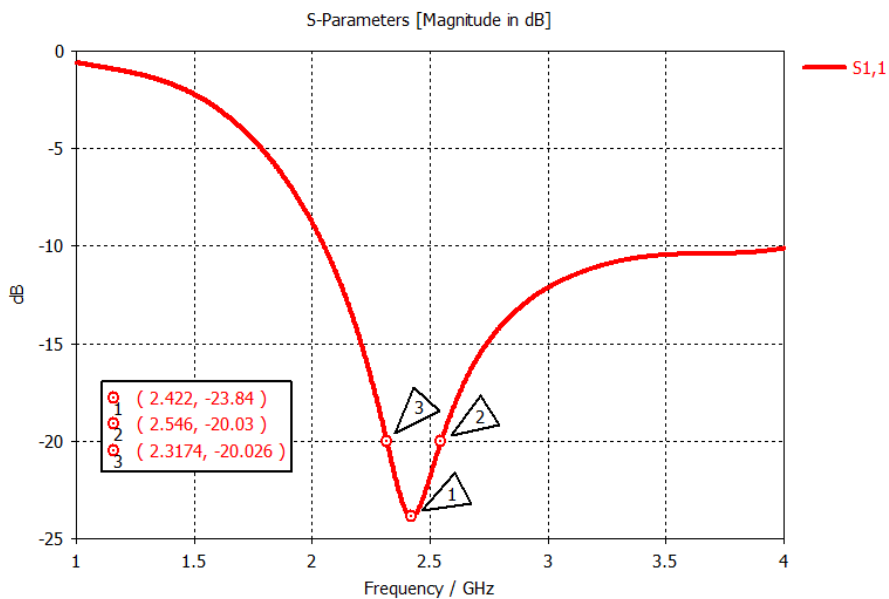


Figura 6.9: Modelo 2. Parámetros S_{11} (espacio libre).

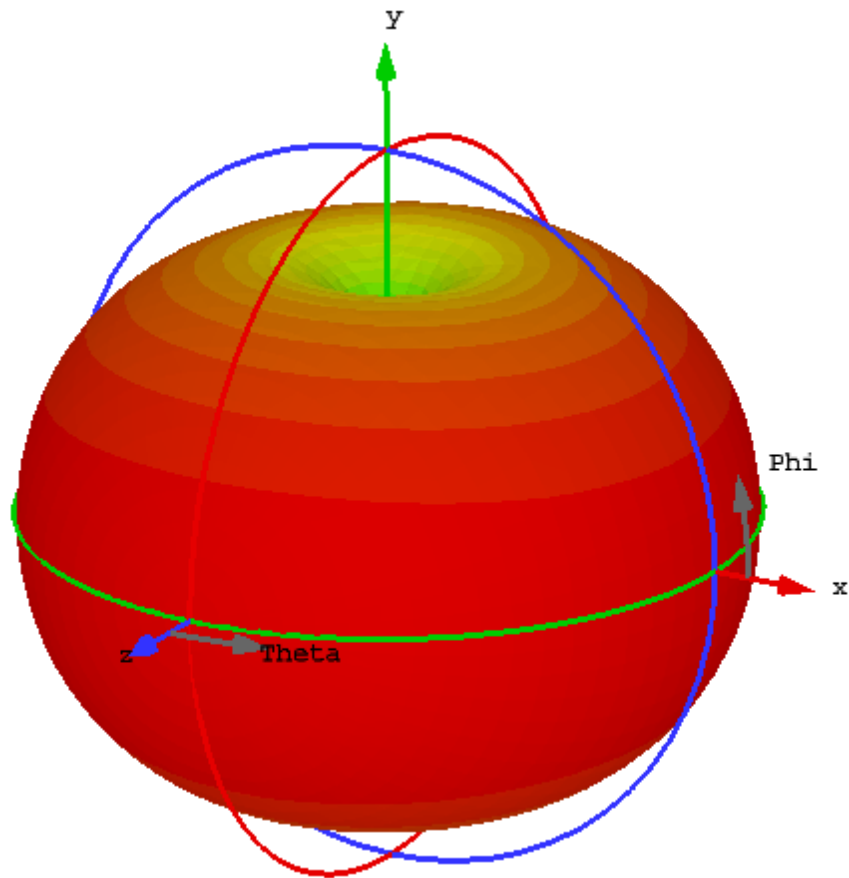
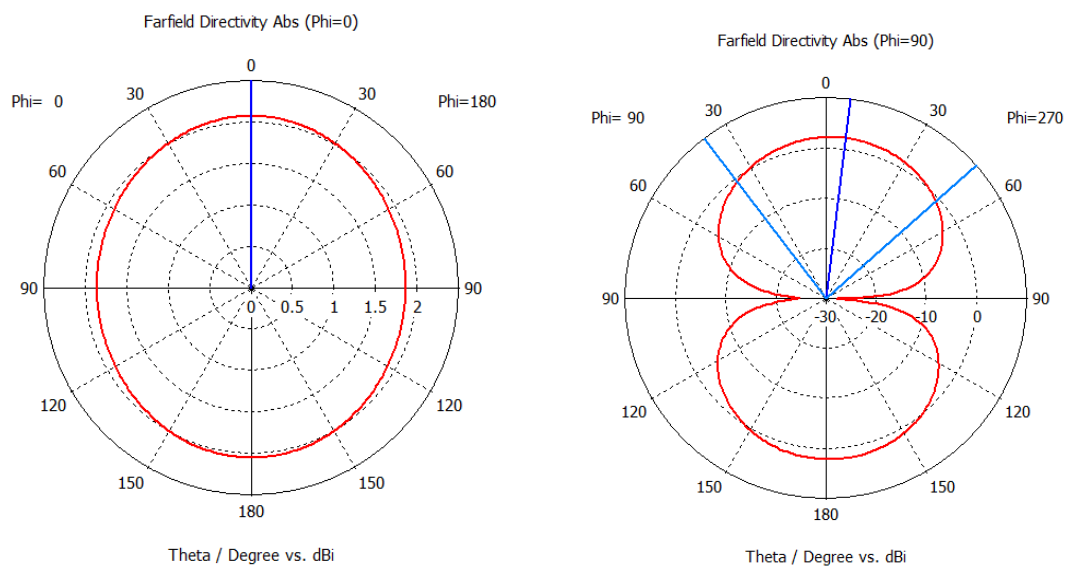


Figura 6.10: Modelo 2. Directividad en campo lejano (espacio libre).



(a) Campo lejano, corte $\varphi = 0$

(b) Campo lejano, corte $\varphi = 90$

Figura 6.11: Modelo 2. Cortes en campo lejano (espacio libre).

6.2.3. Antena de cavidad ranurada

El último modelo, fundado en la antena de cavidad ranurada de Wong et al. (Figura 6.12), presenta dos mínimos en torno a las frecuencias de 2,44 y 4,8 GHz, fruto de la optimización aplicada a sus dimensiones (Figura 6.13).

Presenta un ancho de banda superior a los 0,4 GHz para la frecuencia central $f_c = 2,44$ GHz, y un diagrama de radiación cuasi-omnidireccional en el plano perpendicular a la ranura, similar al caso monopolar (Figuras 6.14 y 6.15).

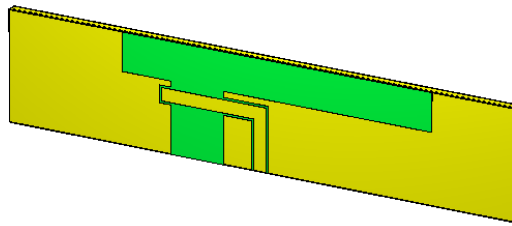


Figura 6.12: Modelo 3. Perspectiva isométrica (espacio libre).

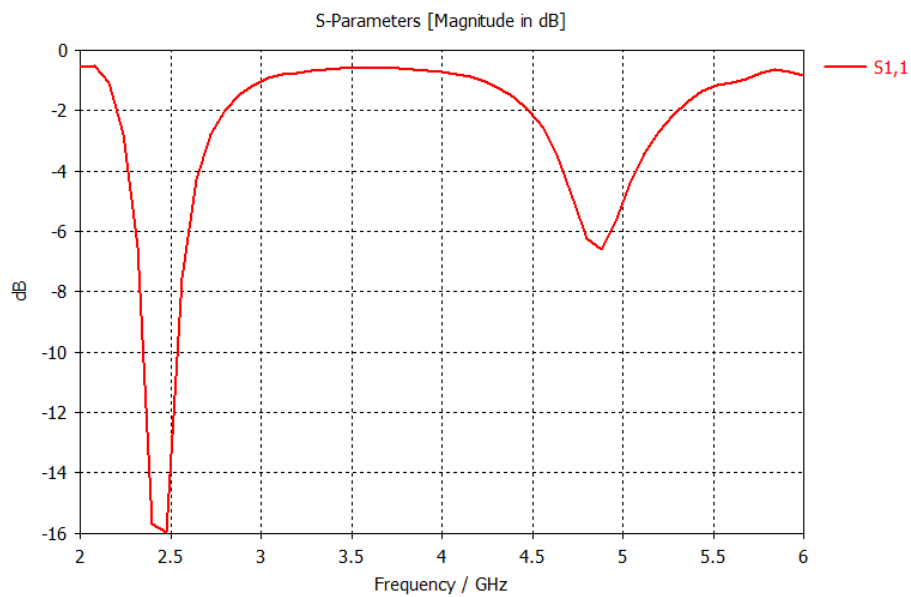


Figura 6.13: Modelo 3. Parámetros S_{11} (espacio libre).

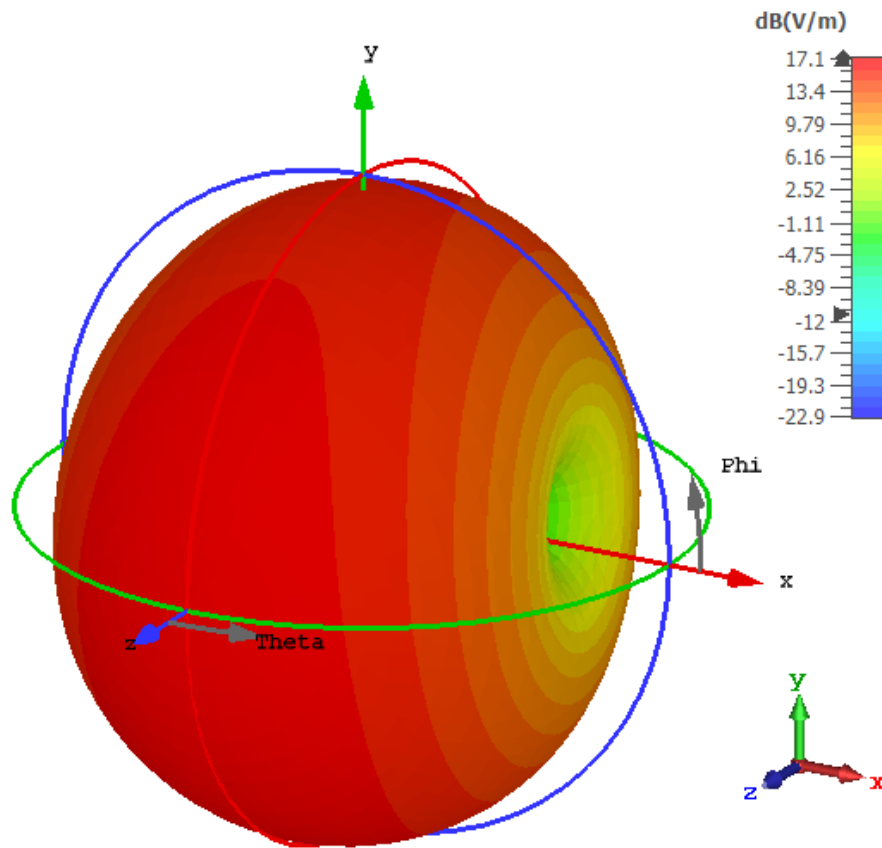
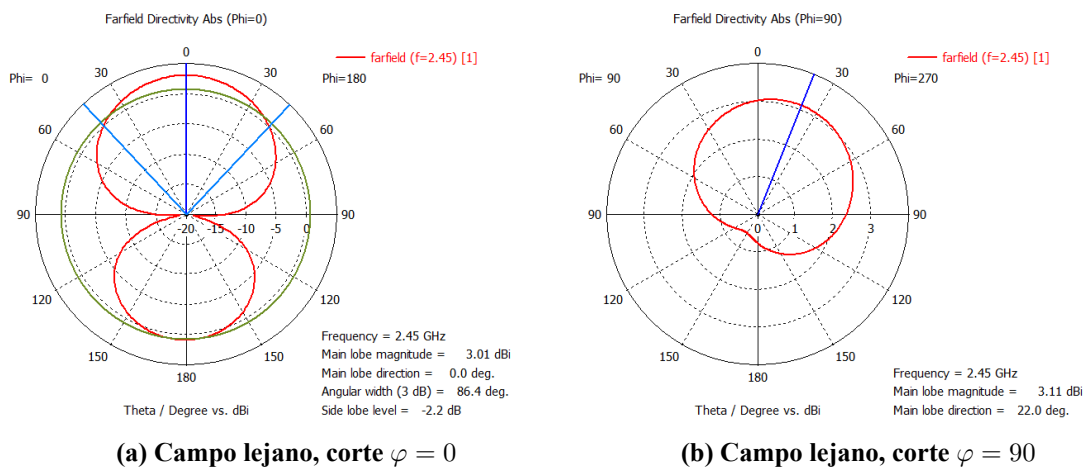


Figura 6.14: Modelo 3. Directividad en campo lejano (espacio libre).



(a) Campo lejano, corte $\phi = 0$

(b) Campo lejano, corte $\phi = 90$

Figura 6.15: Modelo 3. Cortes en campo lejano (espacio libre).

6.3. Estudio sobre el cuerpo humano

Para evaluar la interacción con el cuerpo humano, partiremos de un modelo simplificado de las capas que componen un corte sagital de la caja torácica en el ser humano (Figura 6.16, incluyendo la permitividad relativa, ϵ_r , y la conductividad eléctrica, σ (véase la Tabla 6.1).⁴ [43]

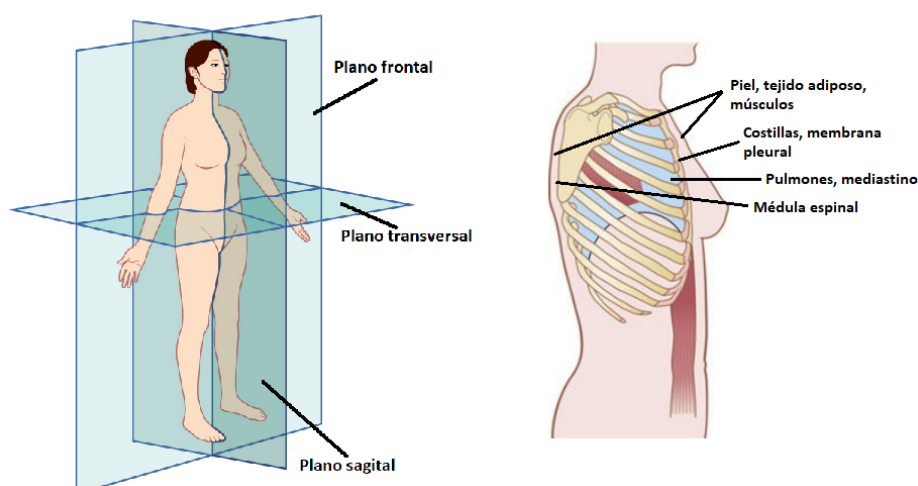


Figura 6.16: Izquierda: planos anatómicos de referencia para el cuerpo humano.⁵Derecha: sección sagital de la caja torácica, basada en el trabajo de Guyton. [2, fig. 38.1]

Capa	Grosor (mm)	ϵ_r	σ
Piel	1-2	38,1	1,44
Tejido adiposo subcutáneo	10-20	5,29	0,10
Músculos (Frontales)	20-40	52,80	1,71
Costillas	5-10	18,60	0,79
Membrana pleural	0.2-0.4	0.00	0.00
Pulmones	80-100	20,50	0,79
Mediastino	10-20	58,30	2,50
Médula espinal	15-20	18,60	0,79
Músculos (Posterior)	20-40	52,80	1,71
Tejido adiposo subcutáneo	10-20	5,29	0,10
Piel	1-2	38,1	1,44

Tabla 6.1: Capas que conforman la sección transversal del tórax del ser humano.⁶

⁴ La estimación de las propiedades dieléctricas se basa en el estudio de relaciones de dispersión de Camelia Gabriel, considerando una frecuencia de 2,4 GHz. [42]

⁵ Traducción a partir del original. Accesible desde: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Planes_of_Body.jpg. Última consulta: 26/06/2023.

⁶ Los valores han sido tomados a partir de información de dominio público. Las dimensiones pueden variar considerablemente de un individuo a otro, dependiendo de características como su genética, morfología sexual o condición física.

Así, desde el software de CST Studio se diseña un bloque multicapa simplificado (tomando sólo la sección frontal del torso, desde la piel hasta las costillas), con una dimensión superior a la antena, para evaluar los efectos que sobre ésta produzca. En la Figura 6.17 se pueden apreciar las distintas capas que compondrán el bloque, así como sus dimensiones promedio, a partir de los materiales diseñados a partir de la Tabla 6.1.

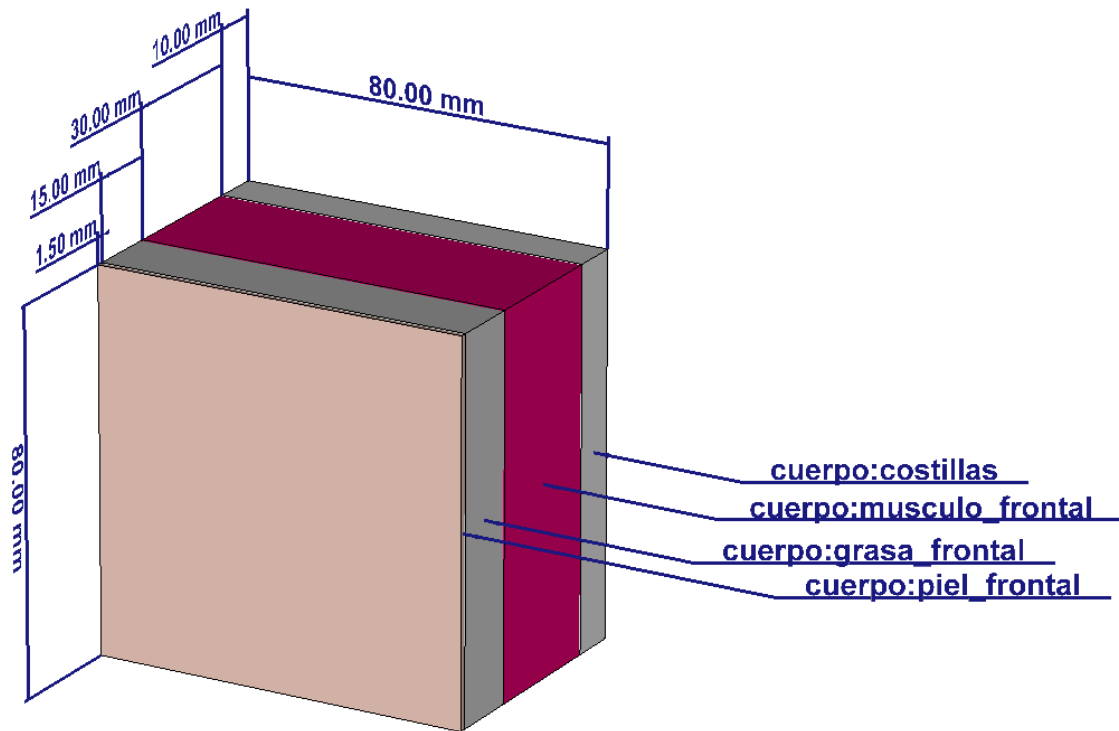


Figura 6.17: Modelización del bloque multicapa corporal en CST Studio.

6.3.1. Antena PIFA

En el caso de la antena PIFA (Figura 6.18), la inclusión de un material en la parte trasera provoca la total desintonización del dispositivo, cuyo mínimo queda ahora cercano a 1 GHz, reduciendo notablemente la cantidad de energía radiada en comparación con el caso en espacio libre (Figura 6.19).

El diagrama de radiación, por su parte, se torna irregular y disminuye notablemente la directividad (ca. 2 dBi) en los lóbulos principales de radiación (Figura 6.20).

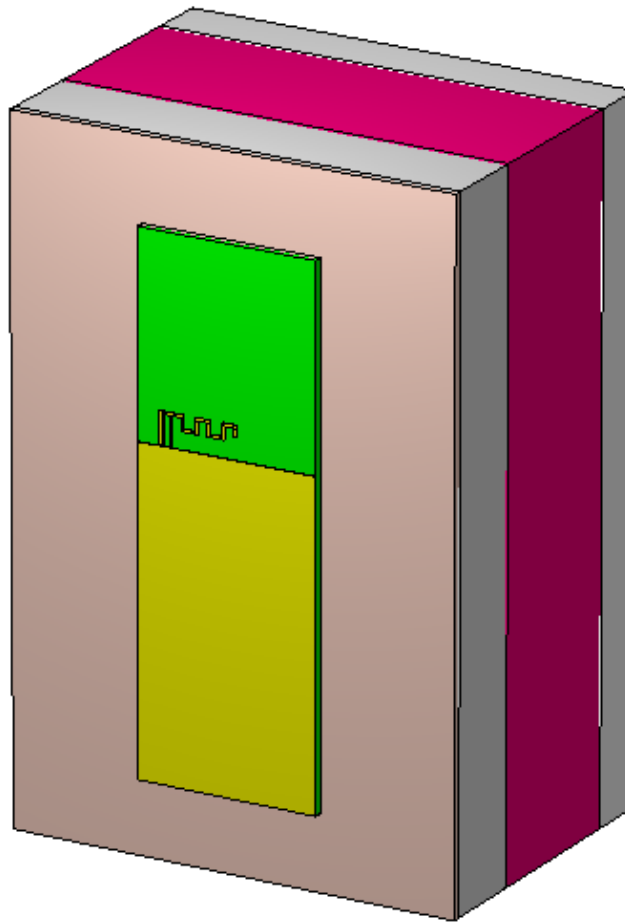


Figura 6.18: Modelo 1. Perspectiva isométrica (presencia del cuerpo).

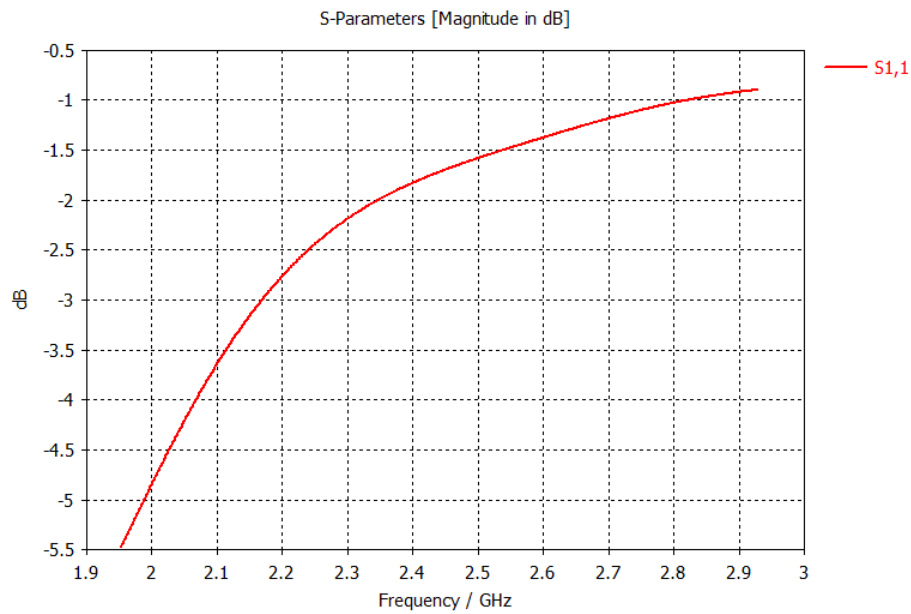
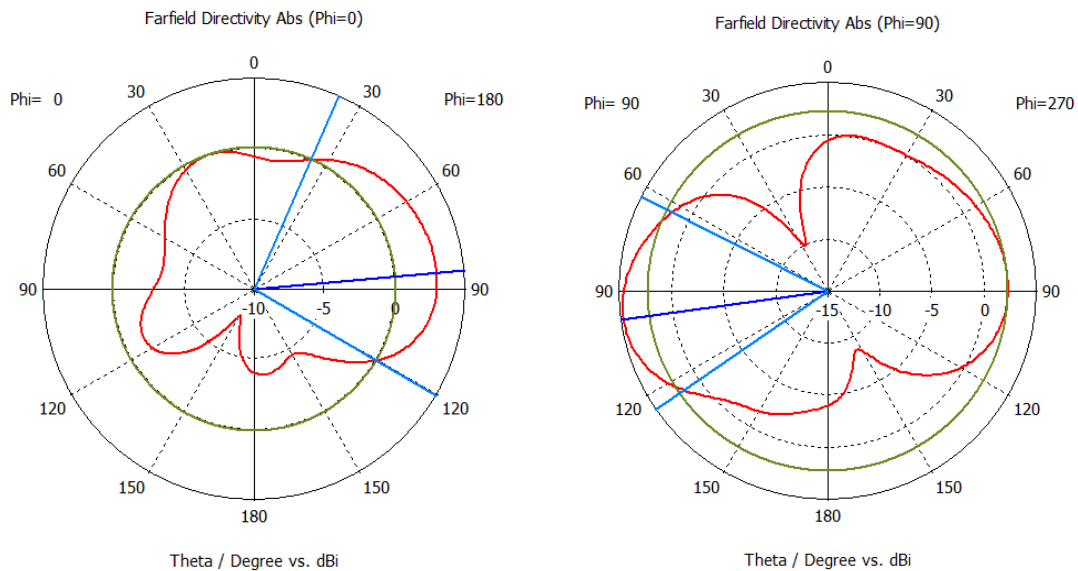


Figura 6.19: Modelo 1. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo).



(a) Campo lejano, corte $\varphi = 0$

(b) Campo lejano, corte $\varphi = 90$

Figura 6.20: Modelo 1. Cortes en campo lejano (presencia del cuerpo).

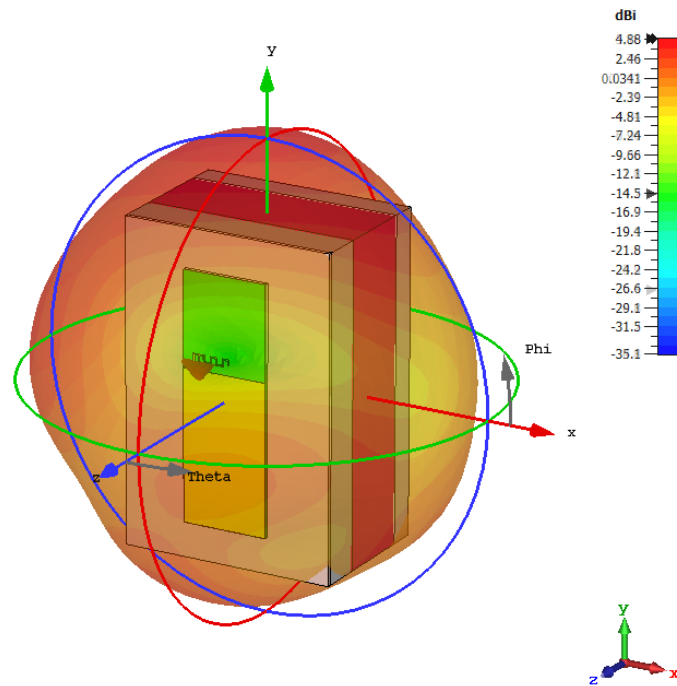


Figura 6.21: Directividad en campo lejano (presencia del cuerpo) con el modelo.

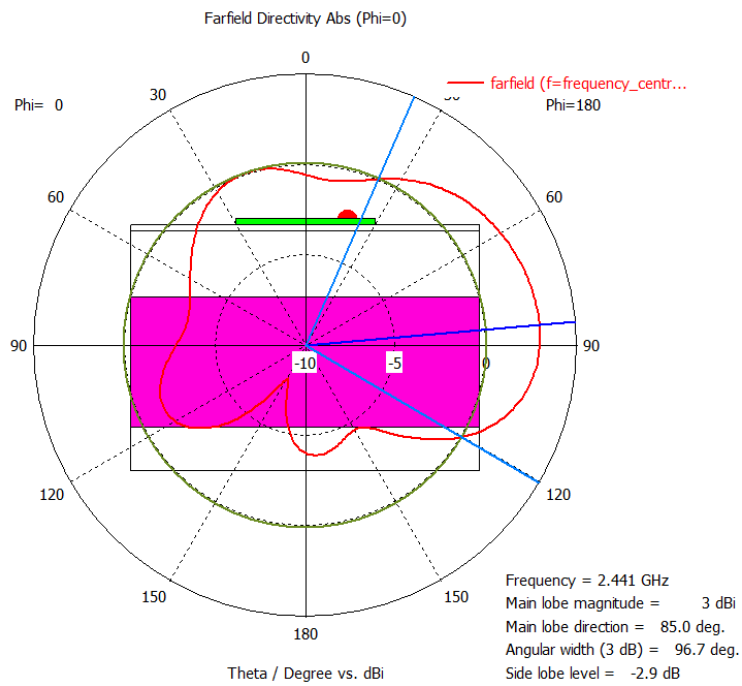


Figura 6.22: Modelo 1. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo) con el modelo (corte $\varphi = 0$).

6.3.2. Monopolo plano

El monopolo, al contacto con el cuerpo humano (Figura 6.23), sufre una notable pérdida de potencia radiada que se puede apreciar en los parámetros S_{11} , aunque la desintonización provoca una ampliación del ancho de banda bajo los -6 dB (Figura 6.24).

Los diagramas de radiación conservan una cierta morfología omnidireccional, pero puede apreciarse la disminución de la directividad en sus lóbulos principales (Figura 6.25).

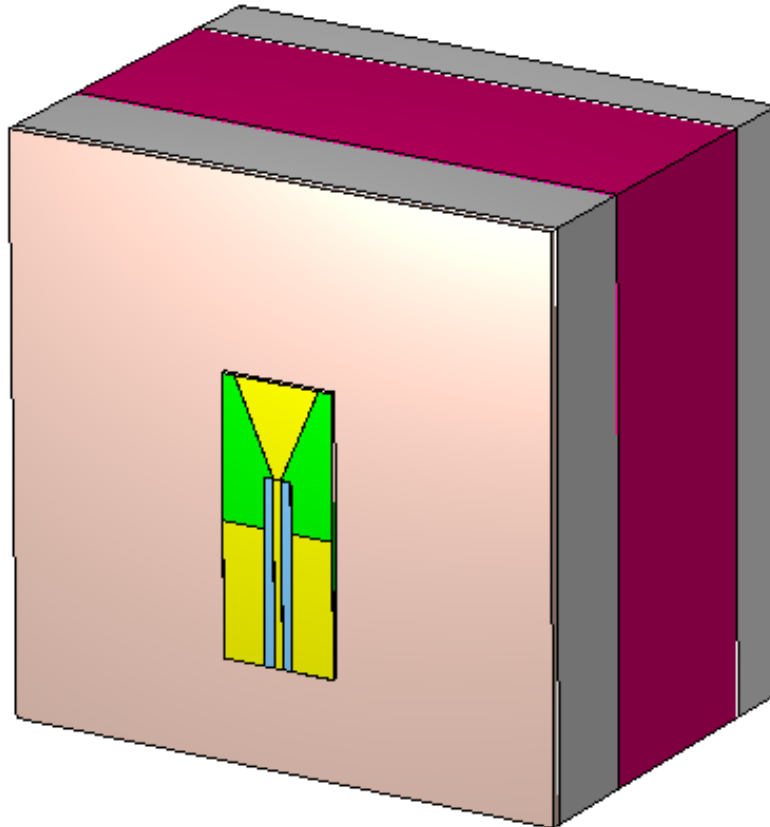


Figura 6.23: Modelo 2. Perspectiva isométrica (presencia del cuerpo).

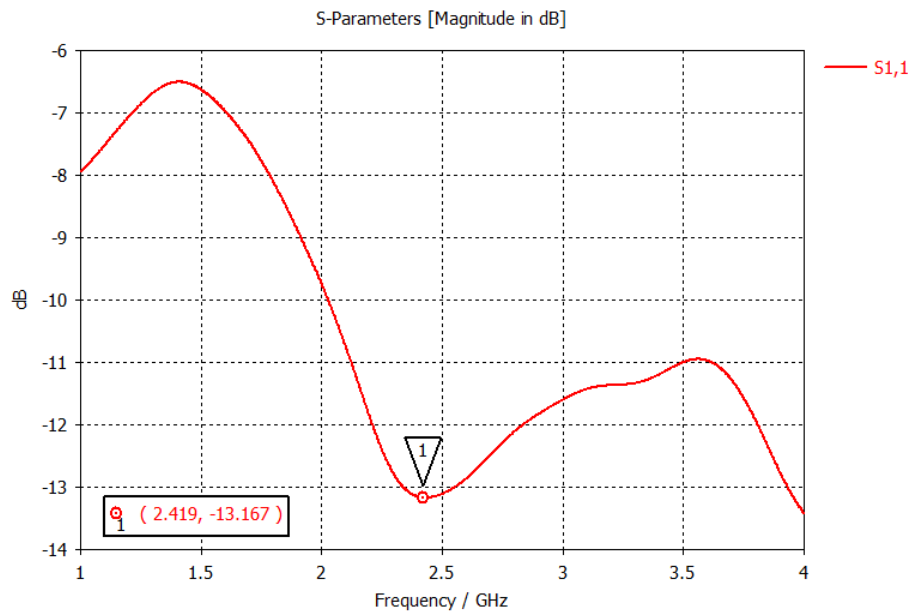
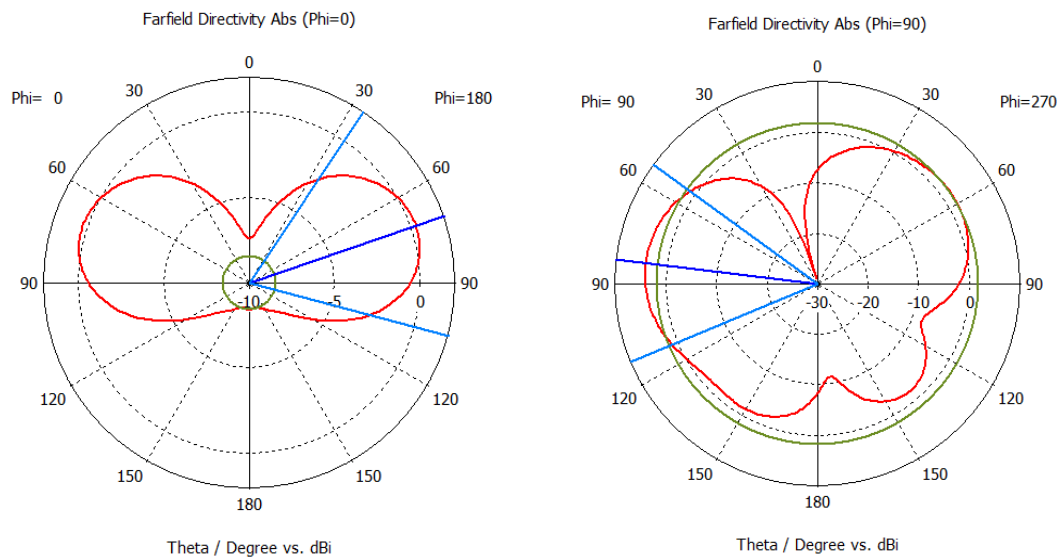


Figura 6.24: Modelo 2. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo).



(a) Campo lejano, corte $\varphi = 0$

(b) Campo lejano, corte $\varphi = 90$

Figura 6.25: Modelo 2. Cortes en campo lejano (presencia del cuerpo).

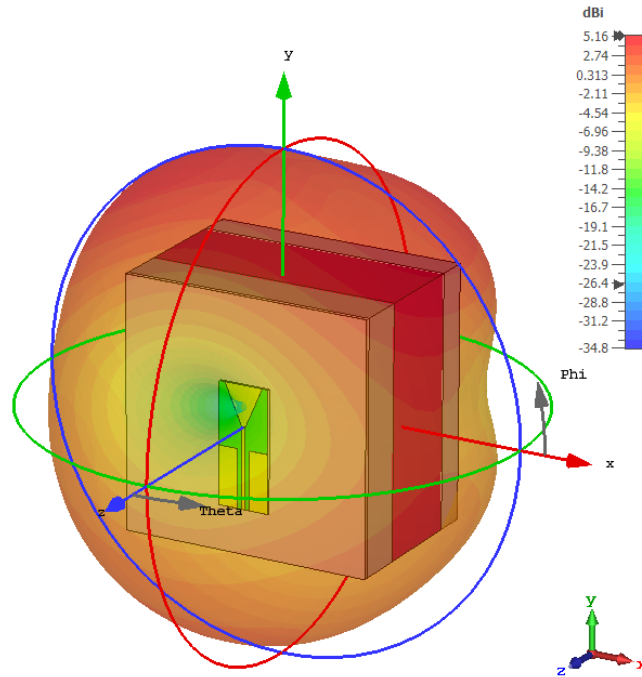


Figura 6.26: Directividad en campo lejano (presencia del cuerpo) con el modelo.

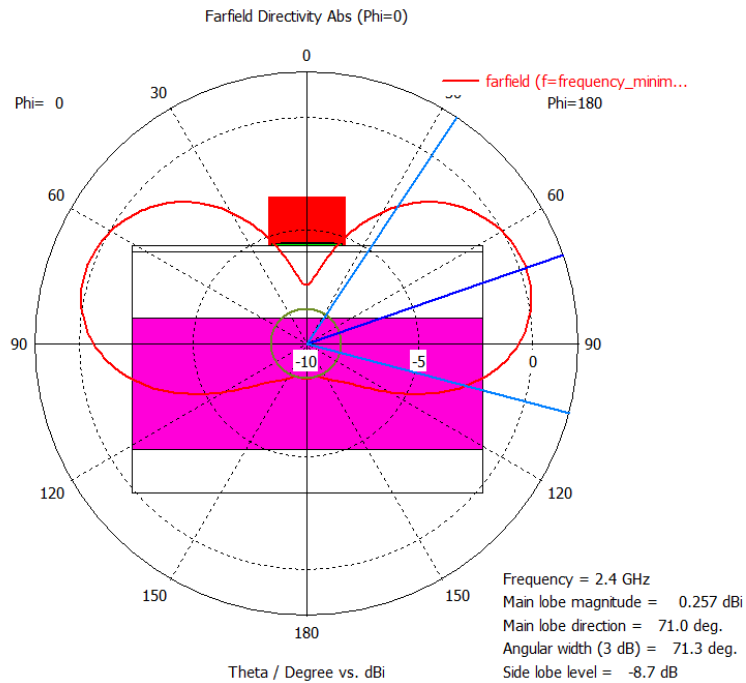


Figura 6.27: Modelo 1. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo) con el modelo (corte $\varphi = 0$).

6.3.3. Antena de cavidad ranurada

Este dispositivo, gracias a la presencia de un plano metalizado en su parte enfrentada al cuerpo humano, no sufre los mismos efectos de desintonización que el resto de dispositivos, si bien ve notablemente afectada la intensidad de la radiación emitida (Figura 6.28).

Los parámetros S_{11} reflejan un aumento de las pérdidas, conllevando un crecimiento de hasta -8 dB en la región cercana a la frecuencia central de interés, $f_0 = 2,4$ GHz, en contraposición con los -16 dB obtenidos anteriormente (Figura 6.29).

Por otra parte, la presencia del cuerpo provoca un cambio en el diagrama de radiación en la dirección opuesta a la presencia del cuerpo —hacia el espacio libre— (Figura 6.30).

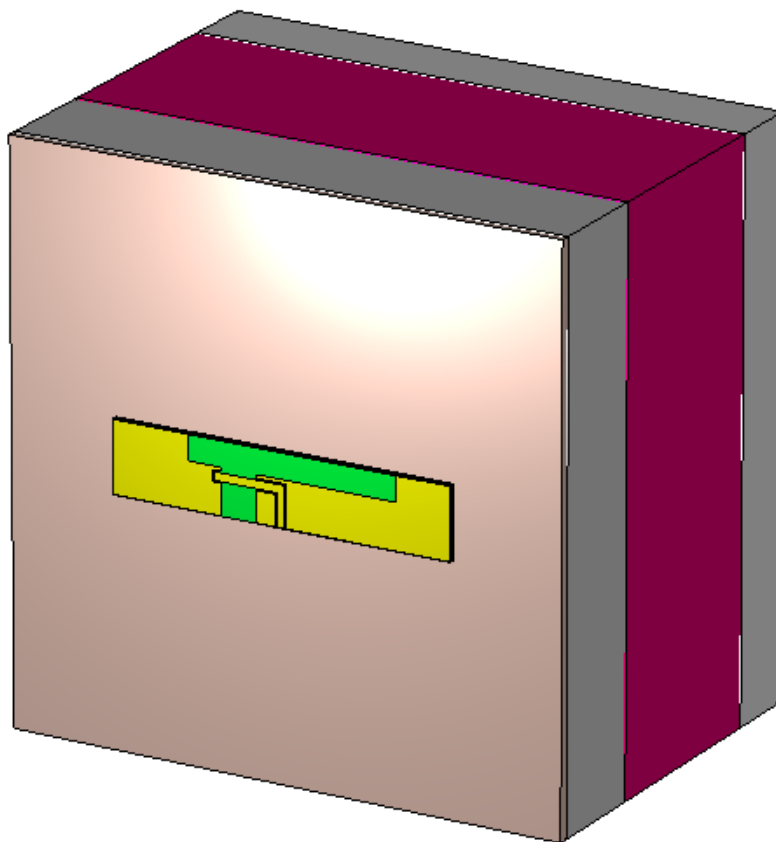


Figura 6.28: Modelo 3. Perspectiva isométrica (presencia del cuerpo).

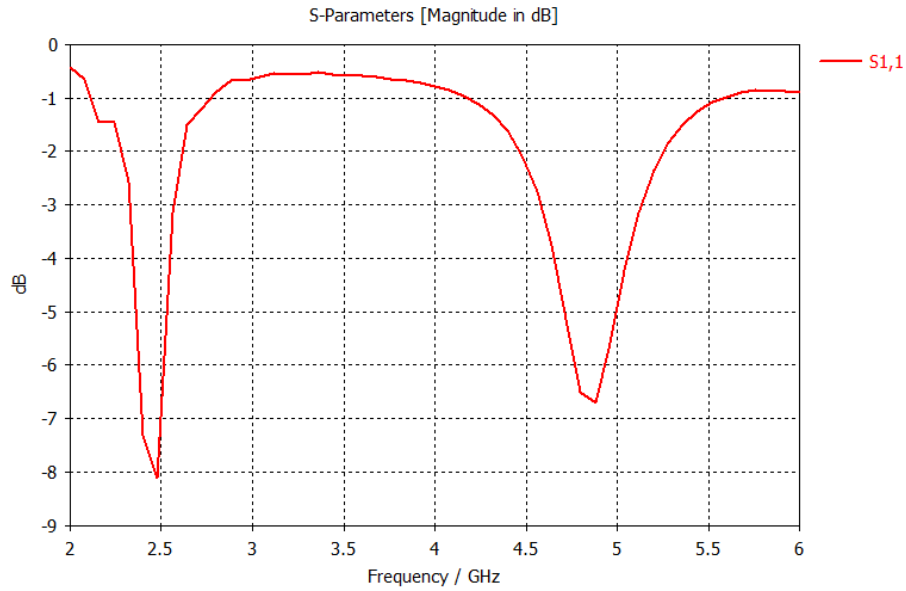


Figura 6.29: Modelo 3. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo).

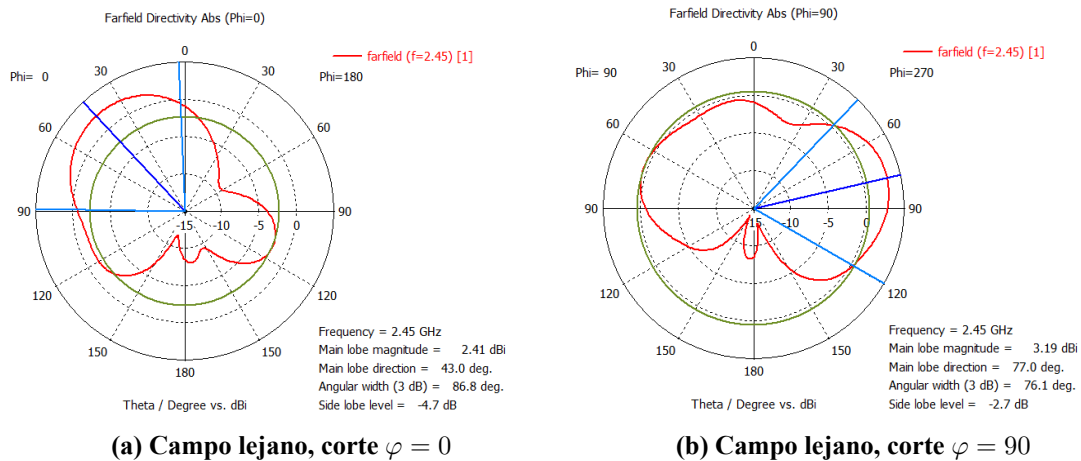


Figura 6.30: Modelo 3. Cortes en campo lejano (presencia del cuerpo).

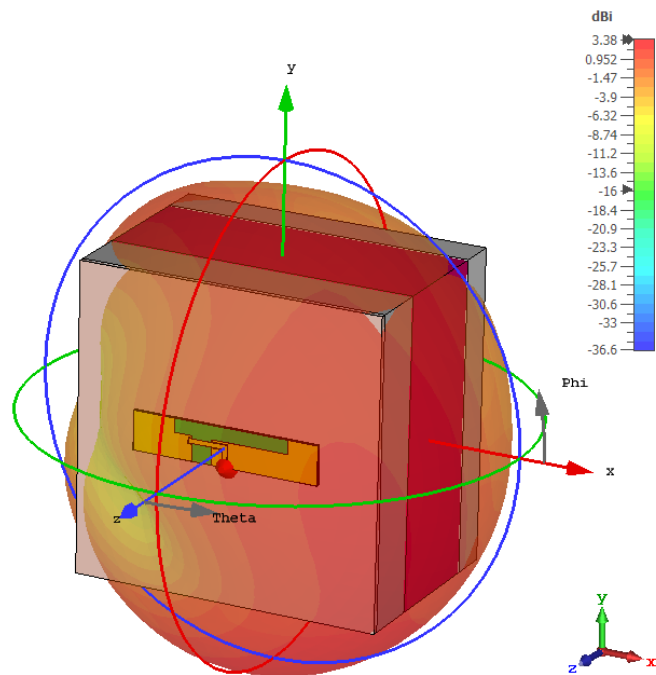


Figura 6.31: Directividad en campo lejano (presencia del cuerpo) con el modelo.

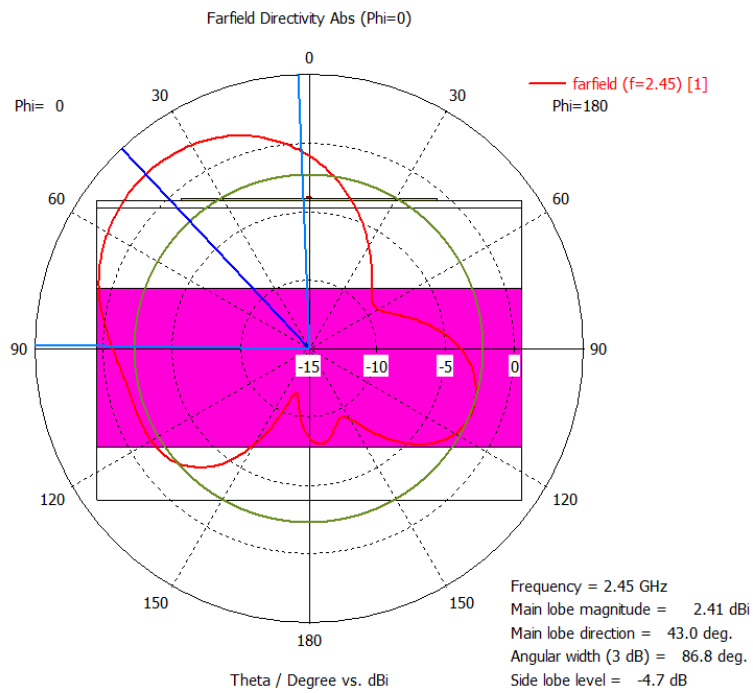


Figura 6.32: Modelo 1. Parámetros S_{11} (presencia del cuerpo) con el modelo (corte $\varphi = 0$).

6.4. Estudio sobre el cuerpo humano con curvatura

Considerando que los materiales empleados presenten la flexibilidad requerida para su integración en prendas de vestir, se ha recurrido a la herramienta *Bend Roofs > Cylindrical Bend* y se ha aplicado una curvatura de doble sentido de -10° sobre todos los componentes que conforman la antena y el plano corporal (véase la Figura 6.40).⁷ Este apartado ahondará en el estudio de la influencia de dicha curvatura sobre los dispositivos, considerando el plano longitudinal en cada uno de ellos.

6.4.1. Antena PIFA

Para este modelo, al aplicar un cuerpo en curvatura (Figura 6.33) no se aprecia una diferencia notable en los patrones de directividad (Figura 6.35), aunque se incrementan ligeramente (ca. 0,5 dB) las pérdidas por retorno para la frecuencia de 2,4 GHz (Figura 6.34).

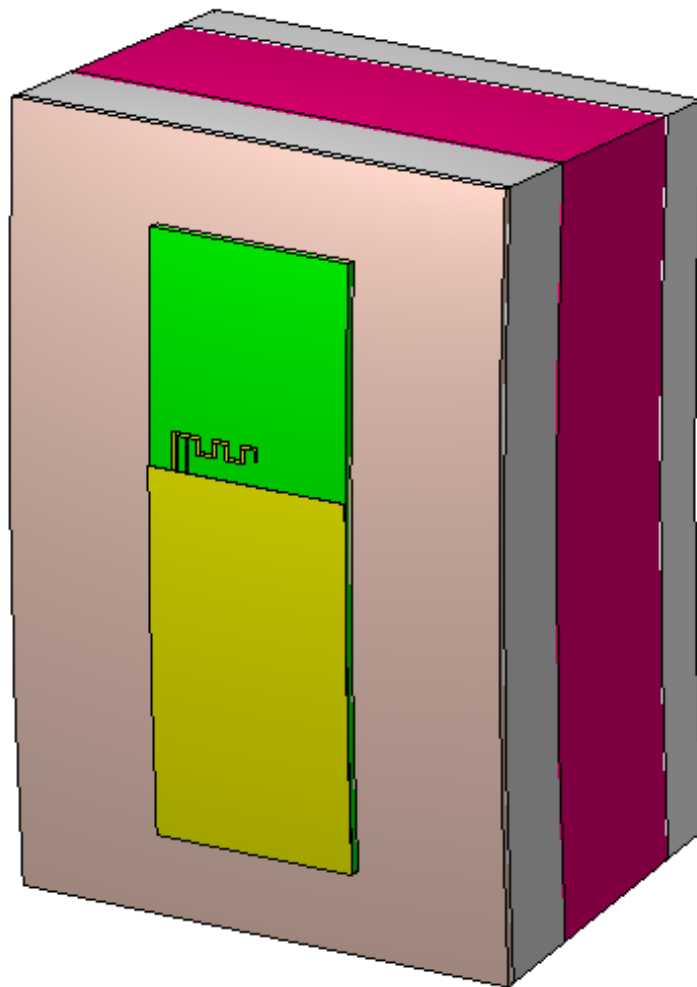


Figura 6.33: Modelo 1. Perspectiva isométrica (plano corporal curvado).

⁷ Para el modelo 2 se ha aplicado una curvatura de -20° en la sección radiante, debido a que la alimentación con guía de onda sólo admite planos ortogonales en simulación transitoria.

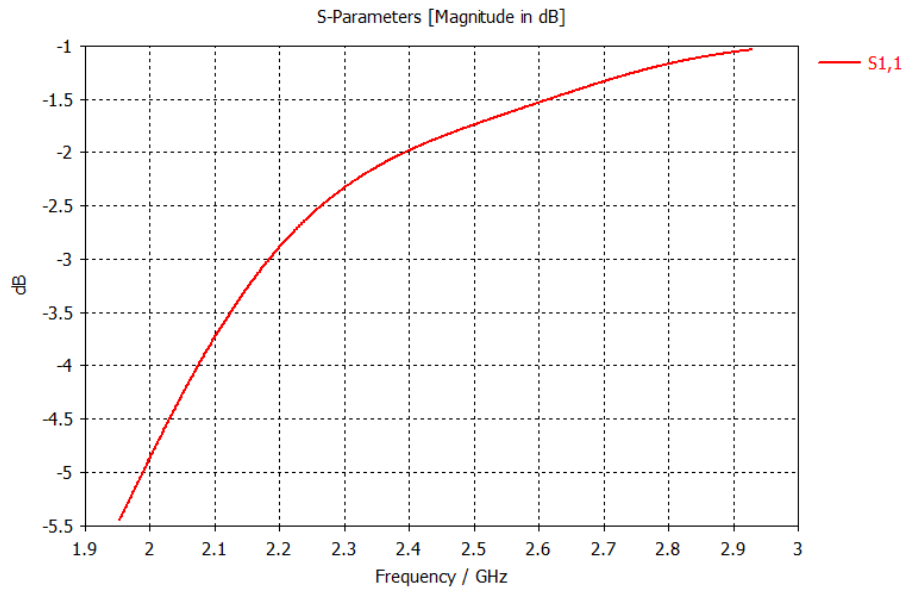


Figura 6.34: Modelo 1. Parámetros S_{11} (plano corporal curvado).

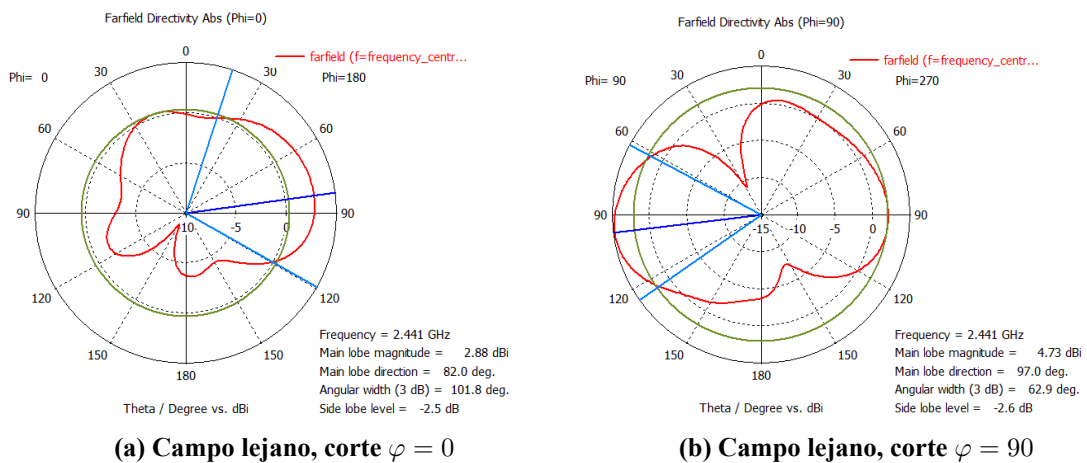


Figura 6.35: Modelo 1. Cortes en campo lejano (plano corporal curvado).

6.4.2. Monopolo plano

Para el monopolo sujeto a un plano de masa corporal curvado (Figura 6.36), no se aprecia una diferencia significativa con respecto al plano de masa ortogonal en el caso de los parámetros S_{11} (Figura 6.37), pero sí aumenta la distorsión en el diagrama de radiación (Figura 6.38) apareciendo un lóbulo secundario en la dirección $\theta = 180, \varphi = 0$ y reduciéndose la intensidad de los lóbulos principales (conviene considerar que el monopolo tenía un comportamiento omnidireccional).

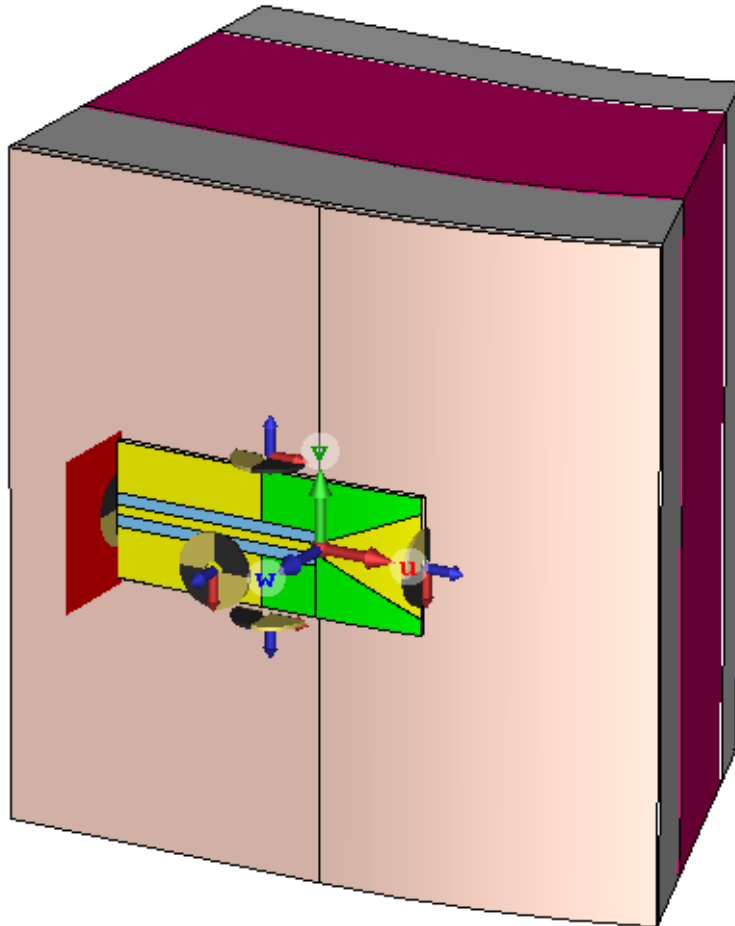


Figura 6.36: Modelo 2. Perspectiva isométrica (plano corporal curvado).

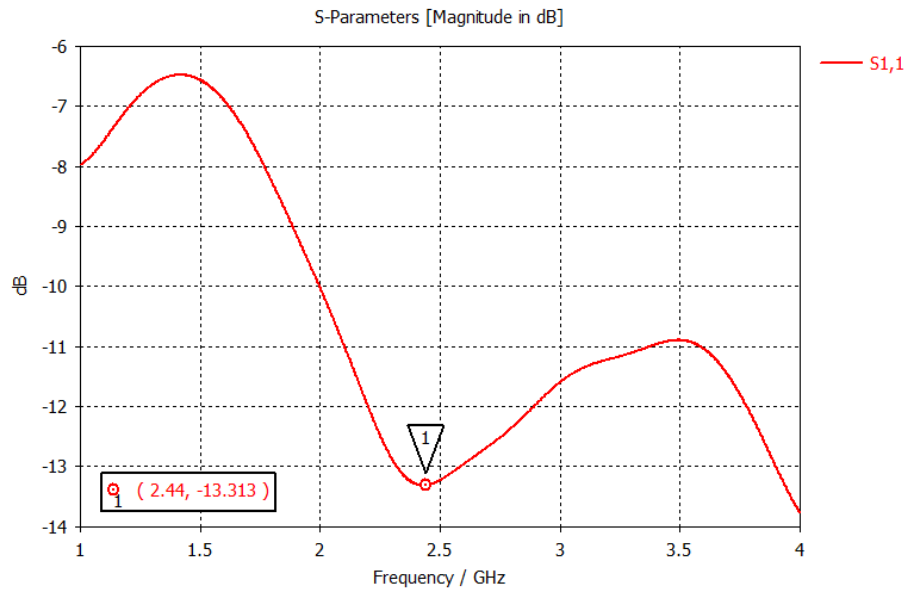
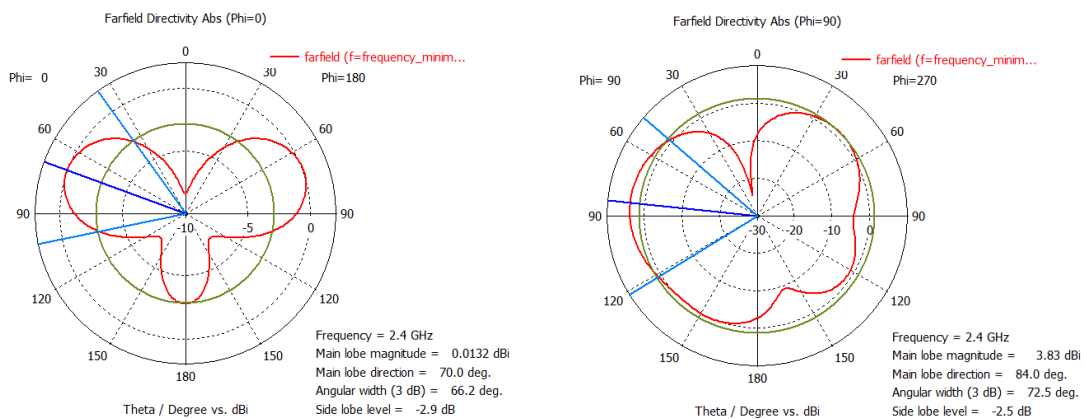


Figura 6.37: Modelo 2. Parámetros S_{11} (plano corporal curvado).



(a) Campo lejano, corte $\varphi = 0$

(b) Campo lejano, corte $\varphi = 90$

Figura 6.38: Modelo 2. Cortes en campo lejano (plano corporal curvado).

6.4.3. Antena de cavidad ranurada

Esta antena es relativamente más robusta frente a las curvaturas producidas por el cuerpo humano (Figura 6.39) ya que, como podemos apreciar en los parámetros S_{11} , se incrementan muy levemente las pérdidas por retorno en torno a la frecuencia central de interés, creciendo aproximadamente 1,2 dB, y manteniendo un patrón directivo muy similar al del plano corporal orthogonal, aunque variando ligeramente la intensidad en los lóbulos secundarios (Figura 6.42).

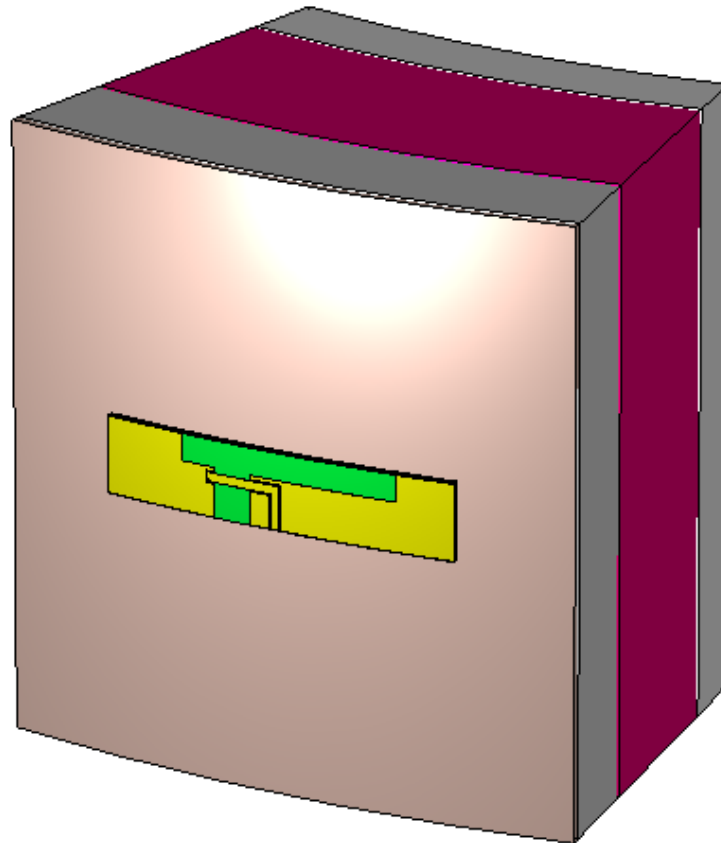


Figura 6.39: Modelo 3. Perspectiva isométrica (plano corporal curvado).

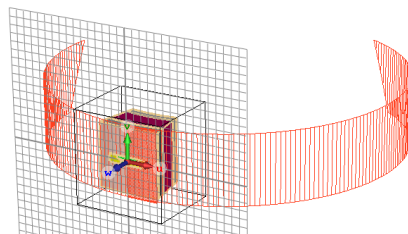


Figura 6.40: Operación de curvatura en CST Studio sobre el modelo 3.

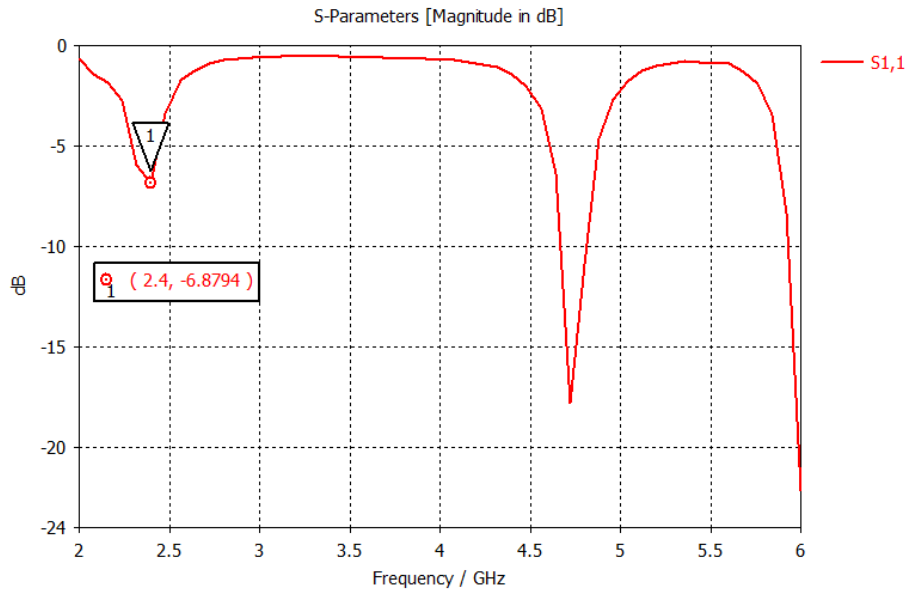


Figura 6.41: Modelo 3. Parámetros S_{11} (plano corporal curvado).

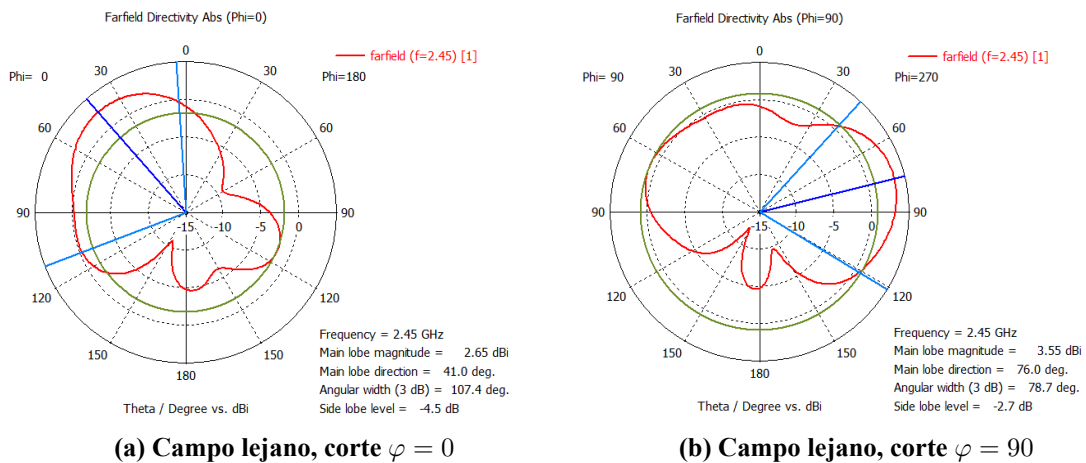


Figura 6.42: Modelo 3. Cortes en campo lejano (plano corporal curvado).

6.5. Análisis de resultados

A la vista de los resultados obtenidos en el apartado anterior, podemos concluir que la antena PIFA presenta una alta desintonización frente a su colocación sobre la superficie corporal, a pesar de que su respuesta no varía excesivamente al introducir la curvatura de 10° sobre su superficie.

La antena de monopolo planar presenta una mejor respuesta, preservando de una forma más ajustada su sintonización en la banda de $2,44 \text{ GHz}$ ante la presencia de un plano de masa corporal, pero su directividad se ve especialmente afectada y sufre ligeramente más la torsión que el caso de la PIFA. Sin embargo, y debido a que el ancho de banda no se ajusta al valor deseado para la banda de Bluetooth, no actuaría como filtro y tendría una eficiencia inferior a lo deseable, por lo que no estaría correctamente caracterizada.

La antena que mejor responde en los tres escenarios (espacio libre, colocación sobre el cuerpo y torsión en un ángulo de 10°), principalmente debido a que presenta una protección metálica en su parte trasera que limita la desintonización, es la antena 3 basada en el modelo de Wong et al. Esta antena presenta un ancho de banda limitado al aplicarse una torsión que curva el material, por lo que sería susceptible de un estudio más profundo acerca de sus características en soportes flexibles.

En todos los casos, la introducción de un plano de masa corporal modificó el diagrama de radiación, provocando una mayor directividad en áreas opuestas a la presencia del bloque multicapa del sujeto usuario: modelo 1, Figuras 6.21 y 6.22; modelo 2, Figuras 6.26 y 6.27; modelo 3, Figuras 6.31 y 6.32.⁸

En la Tabla 6.2 se muestra una comparación entre los parámetros de ajuste a la frecuencia central (considerando las pérdidas por retorno S_{11} , el ancho de banda y el patrón de directividad).

Escenario	Característica	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Espacio libre	Sintonización	$S_{11} < -29 \text{ dB}$	$S_{11} < -23 \text{ dB}$	$S_{11} < -15 \text{ dB}$
	Ancho de banda ⁹	9 %	-	16 % GHz
	Patrón de radiación	Directivo	Omnidireccional	Omnidireccional
Sobre cuerpo	Sintonización	$S_{11} < -1,7 \text{ dB}$	$S_{11} < -13 \text{ dB}$	$S_{11} < -8 \text{ dB}$
	Ancho de banda	-	-	16 % GHz
	Patrón de radiación	Omnidireccional (irregular)	Omnidireccional	Omnidireccional (irregular)
Cuerpo curvado	Sintonización	$S_{11} < -1,9 \text{ dB}$	$S_{11} < -13 \text{ dB}$	$S_{11} < -6,8$
	Ancho de banda	-	-	4,25 %
	Patrón de radiación	Omnidireccional (irregular)	Omnidireccional (irregular)	Omnidireccional (irregular)

Tabla 6.2: Tabla comparativa de las antenas en los diferentes escenarios

⁸ En el modelo 1 se aprecia una mayor directividad en la dirección del plano metalizado, que ejerce como apoyo en la transmisión de la onda. Para el modelo 2, los nullos se encuentran en torno a la región de la alimentación de la guía de onda coplanar (*Coplanar Waveguide Fed*, (CPW). La dirección de máxima radiación del modelo 3, para la frecuencia de $2,4 \text{ GHz}$, coincide con la de la ranura en "L" de mayor dimensión (sintonizada a esa frecuencia).

⁹ El ancho de banda se ha calculado considerando las frecuencias límite f_1 y f_2 para la banda con $S_{11} \leq -6 \text{ dB}$, según la fórmula enunciada en la Ecuación 2.4 (p. 27). Los valores no incluidos responden a anchos de banda fuera de los límites de estudio, o bien valores que no cumplen las pérdidas por retorno enunciadas.

6.6. Aplicación y evaluación del sistema

Tomando como referencia los dispositivos seleccionados en el Capítulo 5, en la Figura 6.43 se reproduce el contenido completo del circuito, donde se puede apreciar la división por bloques de los diferentes módulos. Este circuito se montará sobre un sustrato flexible conformado por una banda pectoral de material elástico, tal y como se vio en la Figura 5.1.

En la tabla 6.3 se indican los precios estimados de los componentes, a partir de información publicada en diferentes canales de venta de internet. Para el diseño de un primer prototipo, y sin considerar componentes menores (condensadores, resistores, líneas de transmisión...), el precio ascendería a 104,40 €; debe tomarse en consideración que ciertos productos, como las láminas de Velostat o de sustrato FR4-FLEX, se venden en unidades de extensión superior a la requerida para el proyecto.

Módulo	Componente	Precio estimado ¹⁰
Control	Arduino Nano (MCU ATmega328P)	1,78 € ¹¹
Comunicaciones	FSC-BT826 (MCU RTL8761ATV)	3,50 € ¹²
Sensores	Personalizado Velostat (33 x 19 cm)	11,00 € ¹³
	AD8232	6,19 € ¹⁴
	LM35	0,44 € ¹⁵
Alimentación	TP4056 (módulo USB C)	5,33 € ¹⁶
	Batería Li-Po (3,7 V, 2000 mAh)	12,27 € ¹⁷
Soporte	FR4-FLEX (30 x 23 cm)	47,39 € ¹⁸
	Faja costal	16.50 € ¹⁹

Tabla 6.3: Precio estimado de los componentes, orientado al desarrollo de un prototipo.

Debido a que el módulo de comunicaciones expuesto (59) permite la integración de una antena externa, se sugiere introducir en la placa un conector de tipo SMA sobre el que se conecte la antena escogida (modelo de cavidad ranurada basado en Wong et al.). En cualquier caso, y dado que ninguno de los modelos escogidos es balanceado,²⁰ sería necesario introducir un *balun* para conectorizar el módulo y la antena.²¹

Como hemos podido ver, este dispositivo presenta una respuesta adecuada ante la presencia del cuerpo humano, manteniendo su ajuste a la frecuencia central $f_0 = 2,441$ GHz y respondiendo con un patrón de radiación más directivo ante el plano de masa, lo que podría mejorar la comunicación con los dispositivos móviles aledaños.

¹⁹ Fuentes: (1) <https://es.aliexpress.com/item/1005002307372491.html>; (2) https://www.alibaba.com/product-detail/Feasycom-FSC-BT826-BQB-Programmable-Data_60822813069.html; (3) <https://www.amazon.es/Adafruit-Accesorios-sensibles-presión-hoja/dp/B00L0W44JU>; (4) <https://es.aliexpress.com/item/1005004953146697.html>; (5) <https://es.aliexpress.com/item/32447636982.html>; (6) <https://es.aliexpress.com/item/1005005751097242.html>; (7) <https://es.aliexpress.com/item/1005005389074737.html>; (8) <https://www.crownhill.co.uk/02950.html>; (9) <https://www.amazon.es/EMO-ABAND-costal-hombre-modelo/dp/B08X1WJNZQ>. Última consulta: 12/07/2023.

²⁰ Las antenas escogidas son líneas de transmisión desequilibradas (basadas en el principio del monopolio).

²¹ El módulo FSC-BT826 ya incorpora un balanceador en el integrado.

Capítulo 7

Conclusiones

En el presente Trabajo de Fin de Máster se ha desarrollado una antena flexible para su utilización sobre una prenda de vestir, planteando su aplicabilidad en circuitos de medición de parámetros biológicos, concretamente los principales signos vitales del ser humano, y así transmitir los datos recogidos a un nodo externo mediante tecnología Bluetooth Low Energy (operante en la banda de 2,4-2,4835 GHz).

Para ello, se ha realizado un estudio teórico y bibliográfico de las materias involucradas: fundamentos de antenas, signos vitales y sus dispositivos de medición analógicos y digitales. Además, se han analizado algunas de las características de los dispositivos comerciales más comunes en la actualidad.

A diferencia de la mayoría de los sistemas presentes en el mercado, el sistema propuesto plantea la utilización de una antena fabricada ad hoc para su colocación sobre el cuerpo humano, dotándola de la flexibilidad y protección suficientes para realizar las transmisiones de forma eficiente.

Con este propósito, se han modelizado, optimizado y simulado tres antenas con materiales flexibles en el software CST Studio:

- a Antena planar en “F” invertida con meandros, ampliamente utilizada en dispositivos comerciales pero con limitaciones operativas ante la proximidad del cuerpo humano.
- b Monopolo con alimentación coplanar, fundado en el modelo *a* del estudio sobre transmisores ranurados de Dey et al., [38] donde se desarrolla un dispositivo de aspecto triangular en torno a la frecuencia de 2,4 GHz.
- c Antena de cavidad ranurada de perfil muy bajo, propuesta por Wong et al. para su utilización sobre el cuerpo humano. [39] El modelo presenta un encapsulado de cobre relleno de dieléctrico y aire, y cuyas ranuras en “L” permiten adaptar la antena a las frecuencias de 2,4 y 5,8 GHz.

Tras analizar las características de las antenas y someterlas a tres escenarios posibles (espacio libre, soporte corporal y curvatura) bajo una configuración material común, finalmente se ha seleccionado la antena de cavidad ranurada por resultar el modelo con respuesta más estable ante el plano de masa corporal y la torsión.

Para la propuesta de aplicación, se han utilizado dispositivos comerciales de bajo coste, entre los que se incluyen sensores muy recurridos tanto en la bibliografía como en sistemas en el

mercado, y que permiten el desarrollo de un prototipo funcional con un bajo nivel de configuración.

7.1. Trabajo futuro

Para proseguir con el estudio del dispositivo diseñado y evaluar el sistema biométrico propuesto, se plantean las siguientes líneas futuras:

- Estudiar la caracterización del transmisor para la inclusión de materiales dieléctricos flexibles diferentes, como las espumas sintéticas tipo *foam* o polímeros impresos.
- Implementar mejoras que permitan obtener mayores eficiencias de radiación en la banda de interés.
- Realizar un estudio mayor sobre otros transmisores y la influencia de los apantallamientos metálicos en la protección contra la desintonización.
- Evaluar el circuito electrónico propuesto y estimar los consumos energéticos.
- Estudiar la integración de la antena en el circuito mediante conectores SMA o líneas *microstrip*.
- Plantear la inclusión de un sensor de presión sanguínea como un dispositivo periférico conectable al sistema.

Bibliografía

- [1] José M. Atienza et al. «Influencia de la presión y la temperatura en el comportamiento de la aorta y las carótidas humanas». En: *Pure and Applied Chemistry* 60.3 (mar. de 2007), págs. 259-267. DOI: 10.1157/13100277. URL: <https://www.revespcardiol.org/es-influencia-a-presion-temperatura-el-comportamiento-articulo-13100277> (visitado 19-04-2023).
- [2] Arthur C. Guyton y John E. Hall. *Tratado de fisiología médica*. 13.^a ed. Madrid: Elsevier, 2016. ISBN: 9788491130246. URL: <https://www.pdfdrive.com/tratado-de-fisiolog%C3%ADa-m%C3%A9dica-e176227479.html> (visitado 14-08-2022).
- [3] Ozgur Karcioglu et al. «A systematic review of the pain scales in adults: Which to use?» En: *The American Journal of Emergency Medicine* 36.4 (2018), págs. 707-714. ISSN: 0735-6757. DOI: 10.1016/j.ajem.2018.01.008. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0735675718300081>.
- [4] Jack C. Calvert. «Glossary of atmospheric chemistry terms». En: *Pure and Applied Chemistry* 62.11 (1990), págs. 2167-2219. DOI: 10.1351/pac199062112167. URL: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1351/pac199062112167/html> (visitado 19-04-2023).
- [5] Peter Joseph Bevelacqua. 2009. URL: <https://www.antenna-theory.com/intro/history.php> (visitado 16-05-2023).
- [6] Thomas A. Neff. «Routine oximetry: A fifth vital sign?» En: *Chest* 94.2 (ago. de 1988), pág. 227. DOI: 10.1378/chest.94.2.227a. URL: <https://sci-hub.mkxa.top/https://doi.org/10.1378/chest.94.2.227a> (visitado 19-04-2023).
- [7] Addie L. Fortmann et al. «Glucose as the fifth vital sign: A randomized controlled trial of continuous glucose monitoring in a non-ICU hospital setting». En: *Diabetes Care* 43.11 (nov. de 2020), págs. 2873-2877. DOI: 10.2337/dc20-1016. URL: <https://sci-hub.mkxa.top/https://doi.org/10.2337/dc20-1016> (visitado 14-06-2022).
- [8] Pat Hill Bailey et al. *Nursing Care of Dyspnea: The 6th Vital Sign in Individuals with Chronic Obstructive Pulmonary Disease (COPD)*. Registered Nurses' Association of Ontario (RNAO), 2005. URL: <https://rnao.ca/bpg/guidelines/dyspnea> (visitado 14-06-2022).
- [9] Natalia E. Morone y Debra K. Weiner. «Pain as the Fifth Vital Sign: Exposing the Vital Need for Pain Education». En: *Clinical Therapeutics* 35.11 (nov. de 2013), págs. 1728-1732. DOI: 10.1016/j.clinthera.2013.10.001. URL: <https://sci-hub.mkxa.top/https://doi.org/10.1016/j.clinthera.2013.10.001> (visitado 19-04-2023).
- [10] Linda J. Vorvick. *Signos vitales*. Ene. de 2021. URL: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002341.htm> (visitado 14-06-2022).

- [11] David C. Dugdale. *Presión arterial*. Sep. de 2021. URL: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/anatomyvideos/000013.htm> (visitado 14-06-2022).
- [12] Piotr Gajewski y Rodolfo Armas Merino. *Medicina Interna Basada en la Evidencia*. Jun. de 2022. URL: <https://empendium.com/manualmibe/compendio/chapter/B34.I.1.24>. (visitado 23-05-2023).
- [13] Janos Vincze y Gabriella Vincze-Tiszay. «The Biophysical Modeling of the Respiratory Apparatus in the Human Organism». En: *Frontiers in Medical Case Reports* 1.2 (mar. de 2020), pág. 8. DOI: 10.47746/FMCR.2020.1203. URL: https://www.jmedicalcasereports.org/uploads/178/7212_pdf.pdf (visitado 19-04-2023).
- [14] Washington Rosell Puig et al. «Organización de los sistemas orgánicos del cuerpo humano para facilitar su estudio». En: *Educación Médica Superior* 18.3 (sep. de 2004). ISSN: 0864-2141. URL: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0864-2141200400030005 (visitado 19-04-2023).
- [15] Santorio Santori. *Commentaria in primam fen primi libri Canonis Avicennae*. Venecia: Giacomo Sarcina, 1625. URL: <https://gallica.bnf.fr/ark:/12148/bpt6k5728093c> (visitado 14-08-2022).
- [16] Cindy Fronning. *Vital Signs – Now and Then*. Mar. de 2021. URL: <https://www.viosmedical.com/resources/vital-signs-now-and-then/> (visitado 14-08-2022).
- [17] Fritz Kurt Mueller et al. «Electronic, digital thermometer». US3729998A. Mayo de 1973. URL: <https://patents.google.com/patent/US3729998A/en> (visitado 17-09-2022).
- [18] Yamatotakada Yoshifumi Matsuoka, Toyonaka Atsushi Toda y Kawanishi Koichi Shigematsu. «Blood pressure measuring apparatus». US4026277A. Abr. de 1974. URL: <https://patents.google.com/patent/US4026277A/en> (visitado 18-09-2022).
- [19] Yamatotakada Yoshifumi Matsuoka et al. «Blood pressure and pulse rate measuring apparatus». US4105020A. Mayo de 1975. URL: <https://patents.google.com/patent/US4105020A/en> (visitado 18-09-2022).
- [20] Henry T. Winchel y Arthur William Haydon. «Monitoring system for respiratory devices». US3316902A. Mar. de 1977. URL: <https://patents.google.com/patent/US3316902A/en> (visitado 20-09-2022).
- [21] Constantine A. Balanis. *Antenna theory. Analysis and design*. 2.^a ed. John Wiley & Sons, 1997. URL: [http://pws.npru.ac.th/sarthong/data/files/%5BENG_C.A.Balanis%5D_Antenna.Theory.Analysis.and.Design_2ed_\(Wiley_1997\).pdf](http://pws.npru.ac.th/sarthong/data/files/%5BENG_C.A.Balanis%5D_Antenna.Theory.Analysis.and.Design_2ed_(Wiley_1997).pdf) (visitado 14-06-2022).
- [22] A. W. Rudge et al. *The Handbook of Antenna Design*. Vol. 1. Peter Peregrinus Ltd., 1982. URL: <https://books.google.es/books?id=njTri1942n4C&lpg=PA3&ots=g7p6OGCK0z&dq=antenna%20classification&hl=es&pg=PR4#v=onepage&q=antenna%20classification&f=false> (visitado 14-06-2022).
- [23] Miguel Ferrando Bataller y Alejandro Valero Nogueira. *Antenas. Temario de la asignatura*. Ed. por Universitat Politècnica de València. 2001. URL: <http://www.upv.es/antenas/> (visitado 23-05-2023).
- [24] Richard Newstead. «Baluns explained». En: *SOTABEAMS Newsletter* (mar. de 2018). URL: <https://www.sotabeams.co.uk/blog/baluns-explained/> (visitado 19-04-2023).

- [25] Darrel T. Emerson. «The Stage Is Set: Developments before 1900 Leading to Practical Wireless Communication». En: GLOBECOM'01. IEEE Global Telecommunications Conference. San Antonio (Texas), sep. de 2001. URL: <http://www.tuc.nrao.edu/~demerson/ssetq.pdf>.
- [26] Sunakshi Puri, Kiranpreet Kaur y Naveen Kumar. «A Review of Antennas for Wireless Communication Devices». En: *International Journal of Electronics and Electrical Engineering* 2 (sep. de 2014), págs. 199-201. DOI: 10.12720/ijeee.2.3.199-201. URL: https://www.researchgate.net/publication/274466604_A_Review_of_Antennas_for_Wireless_Communication_Devices (visitado 23-05-2023).
- [27] David Moher et al. «Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement». En: *The British Medical Journal* 339 (jul. de 2009), págs. 332-336. DOI: 10.1136/bmj.b2535. URL: <https://www.bmj.com/content/bmj/339/bmj.b2535.full.pdf> (visitado 19-04-2023).
- [28] Matthew J. Page et al. «Declaración PRISMA 2020: una guía actualizada para la publicación de revisiones sistemáticas». En: *Revista Española de Cardiología* 74.9 (2021), págs. 790-799. ISSN: 0300-8932. DOI: 10.1016/j.recesp.2021.06.016. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300893221002748> (visitado 19-04-2023).
- [29] Universitat d'Alacant. *Cómo buscar información especializada para el TFG: Ingeniería Biomédica*. 2019. URL: https://rua.ua.es/dspace/bitstream/10045/104307/2/Buscar_informacion_especializada-TFG-Ingenieria-Biomedica_2019_2020.pdf (visitado 19-04-2023).
- [30] Juan Miguel Hernández Bonilla. «How to end the hegemony of English in scientific research». Trad. por Susana Urra Calzada. En: *El País* (jul. de 2021). URL: <https://english.elpais.com/usa/2021-07-30/how-to-end-the-hegemony-of-english-in-scientific-research.html> (visitado 19-04-2023).
- [31] Mario S. Di Bitetti y Julián A. Ferreras. «Publish (in English) or perish: The effect on citation rate of using languages other than English in scientific publications». En: *Ambio* 46.1 (feb. de 2017), págs. 121-127. DOI: 10.1007/s13280-016-0820-7. URL: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5226904/pdf/13280_2016_Article_820.pdf (visitado 19-04-2023).
- [32] Alf Helge Omre. «Reducing Healthcare Costs with Wireless Technology». En: *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*. 2009, págs. 65-70. DOI: 10.1109/BSN.2009.68. URL: <https://sci-hub.se/10.1109/BSN.2009.68> (visitado 19-04-2023).
- [33] Basil T. Fedoroff y Oliver E. Sheffield. *Encyclopedia of explosives and related items*. Vol. 6. Dover: Picatinny Arsenal, 1974. URL: <https://books.google.es/books?id=QsWus7yw9FUC> (visitado 04-11-2022).
- [34] Association of periOperative Registered Nurses (AORN). «Technical exhibits». En: *AORN Journal* 13.1 (ene. de 1971), págs. 132-140. DOI: 10.1016/S0001-2092(07)67081-1. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0001209207670811> (visitado 19-04-2023).
- [35] *Standard Test Method for Rubber Property-Volume Resistivity Of Electrically Conductive and Antistatic Products*. Standard. American Society for Testing y Materials (ASTM), feb. de 2020. DOI: 10.1520/D0991-89R20. URL: <https://www.astm.org/d0991-89r20.html> (visitado 19-04-2023).

- [36] Diego Andrés Valle Lopera et al. «Test and fabrication of piezoresistive sensors for contact pressure measurement». En: *Revista Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia* 82 (feb. de 2017), págs. 47-52. DOI: 10.17533/udea.redin.n82a06. URL: <http://www.scielo.org.co/pdf/rfiua/n82/0120-6230-rfiua-82-00047.pdf> (visitado 19-04-2023).
- [37] Ratnadewi et al. «Automatic blood pressure detector using arduino to measure blood pressure in Indonesian people age 19-27 years old». En: *International Journal of Engineering and Technology(UAE)* 7 (ene. de 2018), págs. 115-118. DOI: 10.14419/IJET.V7I2.5.13964. URL: https://www.researchgate.net/publication/326345999_Automatic_blood_pressure_detector_using_arduino_to_measure_blood_pressure_in_Indonesian_people_age_19-27_years_old (visitado 19-04-2023).
- [38] Amit Baran Dey et al. «Design of Flexible and Dual Wideband Antenna for Compact Wireless Devices». En: *2019 IEEE International Conference on Advanced Networks and Telecommunications Systems (ANTS)*. 2019, págs. 1-6. DOI: 10.1109/ANTS47819.2019.9118120. URL: <https://sci-hub.se/10.1109/ANTS47819.2019.9118120> (visitado 23-05-2023).
- [39] Kin-Lu Wong et al. «Very-Low-Profile Grounded Coplanar Waveguide-Fed Dual-Band WLAN Slot Antenna for On-Body Antenna Application». En: *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters* 19.1 (2020), págs. 213-217. DOI: 10.1109/LAWP.2019.2958961. URL: <https://sci-hub.hkvisa.net/10.1109/lawp.2019.2958961> (visitado 23-05-2023).
- [40] Masashi Komeya, Kenta Sato e Hitoshi Shimasaki. «Measurement of a slot antenna backed by a textile cavity with post-walls of conductive threads». En: *2013 International Conference on Microwave and Photonics (ICMAP)*. 2013, págs. 1-4. DOI: 10.1109/ICMAP.2013.6733468.
- [41] Kazuhiro Fujiwara, Hitoshi Shimasaki y Kazunari Morimoto. «Studies on a fabric feed line sewn to a flexible slot antenna». En: *2016 International Workshop on Antenna Technology (iWAT)*. 2016, págs. 11-14. DOI: 10.1109/IWAT.2016.7434786.
- [42] Camelia Gabriel. «Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies». En: 1996. URL: <https://apps.dtic.mil/sti/citations/ADA305826> (visitado 19-04-2023).
- [43] IT'IS Foundation. *Tissue Properties Database V4.1*. Feb. de 2022. DOI: 10.13099/VIP21000-04-1. URL: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/> (visitado 23-05-2023).
- [44] Francisco Torrent Guasp et al. «Towards new understanding of the heart structure and function». En: *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery* 27.2 (feb. de 2005), págs. 191-201. DOI: 10.1016/j.ejcts.2004.11.026. URL: <https://academic.oup.com/ejcts/article/27/2/191/475859> (visitado 19-04-2023).
- [45] Scott Frothingham y Gerhard Whitworth. *Artery vs. Vein: What's the Difference?* Abr. de 2018. URL: <https://www.healthline.com/health/artery-vs-vein> (visitado 01-10-2022).
- [46] J. Gordon Betts et al. *Anatomy & Physiology*. Houston: Rice University, 2017. ISBN: 9781938168130. URL: <https://openstax.org/details/books/anatomy-and-physiology> (visitado 23-08-2022).
- [47] American Heart Association. *Arrhythmia*. 2023. URL: <https://www.heart.org/en/health-topics/arrhythmia> (visitado 23-05-2023).

- [48] S. S. Chugh et al. «Worldwide Epidemiology of Atrial Fibrillation: A Global Burden of Disease 2010 Study». En: *Circulation* 129.8 (jun. de 2014), págs. 837-847. DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.113.005119. URL: <https://sci-hub.hkvisa.net/10.1161/CIRCULATIONAHA.113.005119> (visitado 23-05-2023).
- [49] J. Berdowski et al. «Global incidences of out-of-hospital cardiac arrest and survival rates: Systematic review of 67 prospective studies». En: *Resuscitation* 81.11 (ago. de 2010), págs. 1479-1487. DOI: 10.1016/j.resuscitation.2010.08.006. URL: <https://sci-hub.se/10.1016/j.resuscitation.2010.08.006> (visitado 23-05-2023).
- [50] Emelia J. Benjamin et al. «Heart Disease and Stroke Statistics—2019 Update: A Report From the American Heart Association». En: *Circulation* 139 (ene. de 2019), págs. 1-473. DOI: 10.1161/CIR.0000000000000659. URL: <https://sci-hub.hkvisa.net/10.1161/CIR.0000000000000659> (visitado 23-05-2023).
- [51] Piotr Ponikowski et al. «Heart failure: preventing disease and death worldwide». En: *ESC Heart Failure* 1.1 (ago. de 2014), págs. 4-25. DOI: 10.1002/ehf2.12005. URL: <https://sci-hub.hkvisa.net/10.1002/ehf2.12005> (visitado 23-05-2023).
- [52] American Heart Association. *High Blood Pressure*. 2023. URL: <https://www.heart.org/en/health-topics/high-blood-pressure> (visitado 23-05-2023).
- [53] Mayo Clinic. *Low blood pressure (hypotension)*. Mayo de 2022. URL: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/low-blood-pressure/symptoms-causes/syc-20355465> (visitado 23-05-2023).
- [54] Rebecca Dezube. *Introducción al aparato respiratorio*. Mar. de 2021. URL: <https://www.msdmanuals.com/es-es/hogar/trastornos-del-pulm%C3%B3n-y-las-v%C3%ADas-respiratorias/biolog%C3%ADa-de-los-pulmones-y-de-las-v%C3%ADas-respiratorias/introducci%C3%B3n-al-aparato-respiratorio> (visitado 24-09-2022).
- [55] Juan Ignacio Pérez Iglesias. *El transporte de dióxido de carbono*. Feb. de 2018. URL: <http://culturacientifica.com/2018/02/13/sistemas-respiratorios-transporte-dioxido-carbono/> (visitado 24-09-2022).
- [56] Lynn Margulis (Sagan). «On the origin of mitosing cells». En: *Journal of Theoretical Biology* 14.3 (mar. de 1967), págs. 225-274. DOI: 10.1016/0022-5193(67)90079-3. URL: [https://sci-hub.mksa.top/10.1016/0022-5193\(67\)90079-3](https://sci-hub.mksa.top/10.1016/0022-5193(67)90079-3) (visitado 19-04-2023).
- [57] Encyclopædia Britannica Inc. *Volume II: Andros to Austria*. En: *Encyclopædia Britannica Eleventh Edition*. 1911. URL: <https://www.gutenberg.org/files/13600/13600-h/13600-h.htm> (visitado 23-08-2022).
- [58] Mayo Clinic. *Low blood pressure (hypotension)*. Mayo de 2022. URL: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/fever/symptoms-causes/syc-20352759> (visitado 23-05-2023).

Anexos

Anexo I: Signos vitales

El pulso y el corazón

Denominamos pulso o ritmo cardíaco a la sucesión de contracciones que experimenta el corazón en un período determinado de tiempo. Para entender este concepto, es necesario ahondar en el conocimiento de este órgano, que es estructuralmente complejo y está organizado en diferentes secciones.¹

El corazón consta de tres capas: el pericardio (envoltura externa que lo encapsula, cuya capa interior es el epicardio), el endocardio (que recubre la parte interior), y el miocardio (el músculo cardíaco que impulsa la sangre a través del organismo).²

El miocardio se divide en dos bombas musculares separadas, denominadas *corazón derecho e izquierdo*, cuya función es bombear sangre hacia los pulmones (portando dióxido de carbono para su expulsión) o hacerla fluir a través del circuito sanguíneo hacia los demás órganos y tejidos (transportando oxígeno), respectivamente. Estas dos bombas o corazones conforman, a su vez, una estructura bicameral, donde la cámara superior o *aurícula* ceba a la inferior o *ventrículo*, que aplica el principal impulso de bombeo de la sangre. [2, c. 9, p. 109]

La aurícula derecha se conecta con las venas cavas superior e inferior, recibiendo el (CO₂) que será emitido al ventrículo derecho y expulsado hacia la arteria pulmonar. Por su parte, la aurícula izquierda conecta con las venas pulmonares que transportan O₂, transmitiéndolo al ventrículo izquierdo e impulsándolo al resto del organismo a través de la arteria aorta.³ El reflujo entre las cámaras y la hermeticidad del corazón durante el ciclo diástole-sístole (llenado de los ventrículos y expulsión de la sangre, respectivamente) se mantiene mediante las válvulas cardíacas (véase la Figura 7.1).

¹ A pesar de que la composición del corazón era ampliamente conocida desde la antigüedad, la formación de la arquitectura muscular (cardiogénesis) y la respuesta de la excitación nerviosa comportaba la circulación sanguínea no serían desveladas hasta la publicación de los descubrimientos del cardiólogo español Francisco Torrent Guasp, quien reveló que las ventrículas formaban parte de una única estructura muscular en forma de tubo, a la que denominó *banda ventricular miocárdica*. [44]

² Fuente: Comisión Honoraria para la Salud Cardiovascular (Uruguay). Accesible desde: <http://cardiosalud.org/corazon-y-salud/como-funciona-tu-corazon/>. Última consulta: 01/10/2022.

³ Denominamos venas a los conductos que transportan sangre desde los órganos periféricos hasta el corazón, mientras que las arterias son los canales que irrigan al resto de órganos desde él. Estos nombres no determinan la composición de la sangre, ya que ambas pueden transportar O₂ (si son venas pulmonares o arterias sistémicas) o CO₂ (en el caso de las venas sistémicas y las arterias pulmonares). [45]

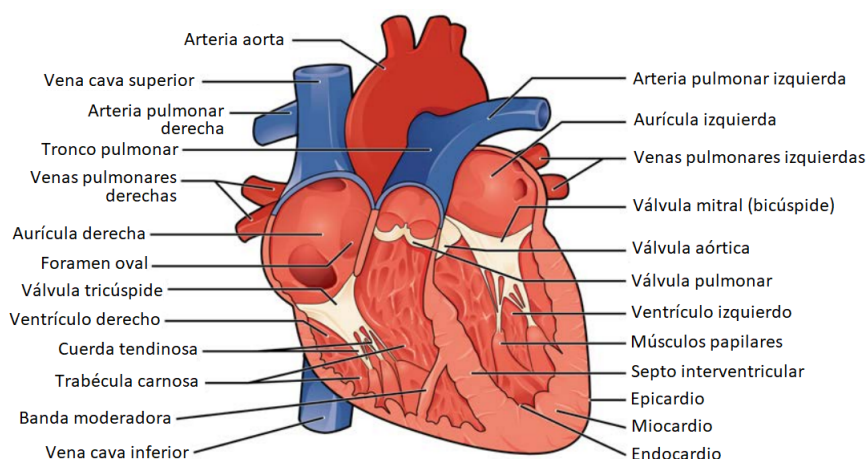


Figura 7.1: Estructura interna del corazón. Traducción a partir del original. [46, p. 833]

Potencial de acción

El corazón presenta un tipo de células musculares especializadas llamadas cardiomiocitos, con capacidad de en contraerse y transmitir diferencias de potencial eléctrico hacia otras fibras. Existen tres tipos de cardiomiocitos diferenciados: los auriculares, los ventriculares, y los de excitación y de conducción. Los dos primeros tipos presentan un grado de contracción significativamente mayor que las fibras musculares de excitación y conducción, cuyo papel es el de generar descargas eléctricas automáticas (potenciales de acción y conducción) que faciliten el mantenimiento del ritmo cardíaco.

Constructivamente, las fibras cardíacas están formadas por una sucesión de células individuales (cardiomiocitos) separadas por membranas celulares, conformando lo que se conoce como sincitio,⁴ en agrupaciones en serie y en paralelo denominadas *discos intercalados*. En cada disco, las membranas celulares se encuentran fusionadas, permitiendo que los iones moleculares se desplacen a lo largo del líquido intracelular en sentido longitudinal, lo que habilita la difusión de los potenciales de acción a través de la fibra (véase la Figura 7.2). [2, c. 9, pp. 109-110]

Así, los potenciales de acción se producen como consecuencia del movimiento de proteínas en las células del músculo cardíaco, cuya excitación original proviene de los cardiomiocitos del nodo sinoauricular, gracias a la apertura de canales rápidos de sodio activados por voltaje (produciendo el impulso del potencial de acción) y canales de calcio de tipo L o canales lentos (generando la meseta del potencial de acción), producida por la concentración iónica en la membrana celular (véase la Figura 7.3). [2, c. 5, pp. 67-68] El nodo sinoauricular, situado en la pared posterolateral superior de la aurícula derecha, y debajo de la vena cava superior, está conformado por una banda muscular con escasa capacidad contractiva, pero poseedora de autoexcitación (eso es, productora de descargas y contracciones rítmicas automáticas), que actúa como el marcapasos natural del miocardio y establece una tasa regular llamada *ritmo sinusal*, y que alcanza los 100.000 pulsos diarios. [2, c. 10, pp. 123-124]

⁴ Palabra acuñada por el biólogo alemán Ernst Haeckel (1834-1919) para denominar a las células simples con múltiples núcleos como resultado de una fusión. Fuente: Dicciomed. Accesible desde: <https://dicciomed.usal.es/palabra/sincitio>. Última consulta: 01/11/2022.

⁵ Fuente: Labster. Accesible desde: https://theory.labster.com/cam_cells_type/. Última consulta: 01/11/2022.

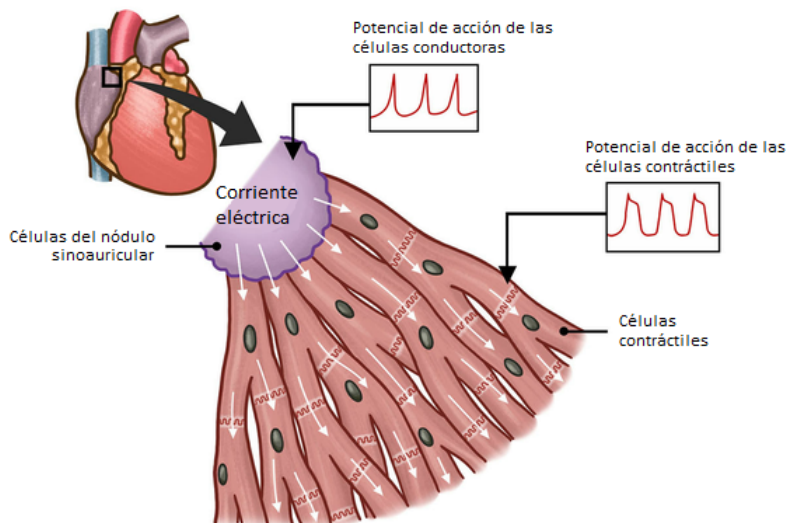


Figura 7.2: Tipos de células cardíacas y potencial de acción. La corriente eléctrica se origina en las células (cardiomiocitos) del nodo sinuauricular, que actúa como marcapasos natural emitiendo un potencial de acción a una tasa regular denominada ritmo sinusal. Traducción a partir del original.⁵

Ciclo cardíaco y electrocardiograma (ECG)

La sucesión de potenciales de acción, provocando la relajación y la contracción de los músculos cardíacos, produce lo que anteriormente se ha descrito como ciclo diástole-sístole. Cada uno de estos episodios, delimitado desde la producción de un potencial de acción en el nódulo sinuauricular hasta el comienzo del siguiente, se denomina ciclo cardíaco.

Debido a que los potenciales de acción trascienden al órgano y propagan corriente hacia el tejido circundante, eso es, la superficie corporal, es posible determinar el pulso del corazón mediante la medición eléctrica directa.

Enfermedades asociadas al pulso

La alteración del ritmo cardíaco del ser humano puede responder a cuestiones fisiológicas (por ejemplo, debidas a un aumento o disminución de la actividad física y, por tanto, una variación de la demanda energética del cuerpo), estados emocionales (como las situaciones de estrés), ciertas patologías (carencias nutricionales, anemia, fallos orgánicos, hemorragias, etc.) o el consumo de medicamentos o drogas de uso recreativo.

Si esta alteración produce una pérdida de regularidad en el pulso (volviéndose éste demasiado rápido, lento o errático) se conoce como arritmia. Los tipos más comunes son: [47]

- Fibrilación auricular: es el tipo más común de arritmia. Generada por un pulso eléctrico rápido e irregular, produce un bombeo ineficiente de la sangre al organismo.
- Aleteo auricular: similar a la fibrilación auricular, pero con impulsos eléctricos más regulares.
- Taquicardia auricular: se debe a una aceleración anormal de la actividad del nódulo

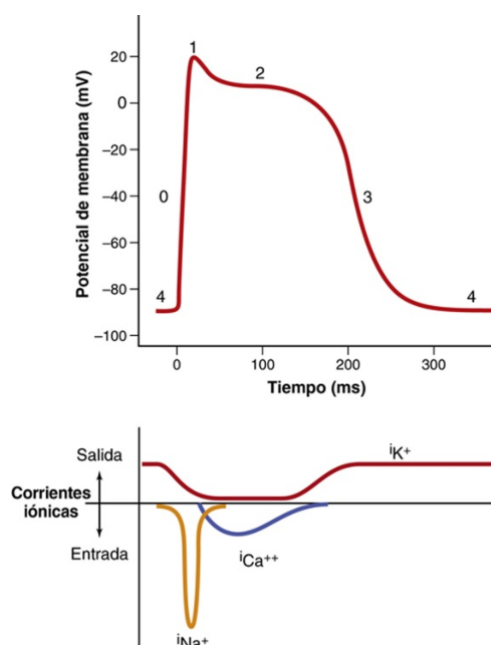


Figura 7.3: Fases del potencial de acción y corrientes iónicas asociadas: ión sodio (i_{Na^+}), ión calcio ($i_{Ca^{++}}$), e ión potasio (i_{K^+}). Fases representadas: (0) despolarización (apertura de los canales de sodio rápidos, alcanzando un potencial en la membrana de la célula muscular de +20 mV), (1) repolarización inicial (cierre de los canales de sodio rápidos), (2) meseta (se abren los canales de calcio y los canales de potasio rápido se cierran), (3) repolarización rápida (cierre de los canales de calcio, apertura de los canales de potasio lentos), (4) potencial de membrana en reposo (valor medio de -90 mV en la membrana). [2, c. 9, p. 111]

sinoauricular (situado en la aurícula derecha y encargado de controlar el ritmo cardíaco).

- Braquicardia: se produce por un ritmo cardíaco anormalmente lento (por debajo de los 60 pulsos por minuto), debido a una disfunción en el nódulo sinoauricular.
- Taquicardia ventricular: producida por una disfunción del nódulo sinoauricular, que ya no es capaz de controlar las contracciones de los ventrículos, delegando esa función en otras regiones del corazón, acelerándose irregularmente el pulso.
- Fibrilación ventricular: es el tipo de arritmia más grave. Por una actividad eléctrica caótica en la región ventricular, el ritmo cardíaco se vuelve muy rápido e irregular debido a la intervención de múltiples impulsos. El escaso bombeo de sangre produce una pérdida de consciencia rápida, y comúnmente conduce al infarto.
- Taquicardia supraventricular: pulso rápido producido en la región ventricular, que puede generar palpitaciones, vértigos y dificultades para respirar.
- Contracciones ventriculares prematuras: evidenciadas por la presencia de latidos anormales antes del pulso regular del corazón. Aunque suelen ser inofensivas, pueden ser señal de la existencia de una cardiopatía.

Las arritmias tienen un porcentaje de afectación de en torno al 2-3 % de la población global, [48] y los dos principales cuadros clínicos derivados son:

- Paro cardíaco repentino: la detención inmediata del corazón tiene una escasa prevalencia (0,00055 % en situaciones extrahospitalarias), [49, p. 1482] y está principalmente relacionada

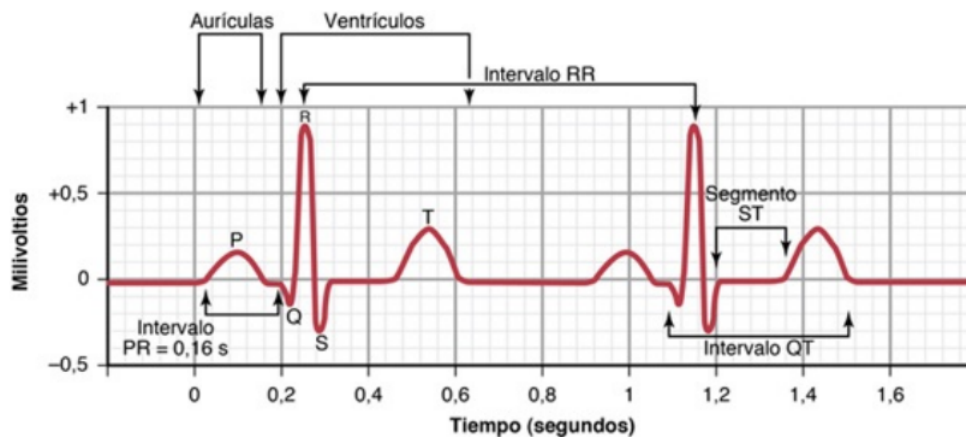


Figura 7.4: Electrocardiograma de una persona sana. Se diferencian los elementos: onda P (producida por los potenciales cuando se despolarizan las aurículas, previo a la contracción auricular), onda T (producida por los potenciales cuando los ventrículos se recuperan de la despolarización), y complejo QRS (combinación de ondas, debido a los potenciales generados en la despolarización de los ventrículos antes de su contracción). [2, c. 11, p. 132]

con las arritmias de tipo ventricular. [50]

- Insuficiencia cardíaca: representada por la imposibilidad de bombear suficiente sangre y así cubrir las demandas del organismo. Con una prevalencia de en torno al 1-2 % de la población mundial, puede depender de diversos factores, como arritmias crónicas que hayan debilitado el músculo cardíaco. El porcentaje aumenta al rango del 10-20% en personas mayores de 70 años. [51, p. 6]

Enfermedades asociadas a la presión sanguínea

La presión sanguínea puede verse alterada por diferentes causas, englobadas principalmente en los siguientes grupos:

- Factores genéticos: las variantes cromosómicas, por su carácter hereditario, pueden predisponer a ciertos grupos poblacionales a tener una presión arterial elevada.
- Estilo de vida: una pobre actividad física, una alimentación poco saludable (alta en sodio y baja en potasio), el consumo de drogas recreativas (alcohol, tabaco, etc.) o las situaciones de estrés pueden contribuir a un aumento de la presión arterial.
- Enfermedades subyacentes: tales como la obesidad, la diabetes, la aterosclerosis, las enfermedades renales o de corazón y los trastornos endocrinos, que promueven la alteración de la presión arterial.

Estas causas conllevan dos efectos contrarios:

- Hipertensión arterial: presión crónicamente elevada, igual o superior a 130/80 mm Hg sistólica/diastólica. La hipertensión es el tipo de alteración más común, con una prevalencia mundial estimada del 25 % en adultos, y aumenta el riesgo de padecer enfermedades coronarias, accidentes cerebrovasculares o enfermedades renales crónicas. [52]
- Hipotensión: presión crónicamente reducida, igual o menor a 90/60 mm Hg. Está

generalmente asociada a otras patologías, como la deshidratación, la pérdida de sangre, las reacciones alérgicas o las respuestas a medicamentos, y ciertas enfermedades neurológicas. Su sintomatología es más evidente que la hipertensión, ya que produce sensación de debilidad, fatiga, dificultad para mantener la concentración, mareos y desmayos, entre otros. [53]

Aparato respiratorio: ritmo respiratorio

Concepto de respiración

La respiración es el proceso por el cual los organismos aerobios adquieren oxígeno (formando el enlace O_2 en condiciones normales de presión y temperatura, STP) del medio ambiente y expulsan dióxido de carbono (CO_2) a la atmósfera. Este proceso permite la respiración celular aeróbica, que implica la combustión de las moléculas de los nutrientes (combustible) mediante un proceso de oxidación (comburente). En el ser humano, el proceso respiratorio implica los siguientes pasos: [2, c. 38, p. 497]

1. Ventilación pulmonar: implica a todos los órganos de entrada y salida del aparato respiratorio, siendo éstos la nariz y la boca, la tráquea, los pulmones, los bronquios y bronquiolos, y sus alvéolos. Durante la inspiración, el aire es absorbido hasta los pulmones, donde se filtran las moléculas de oxígeno, y en la espiración se expulsa el dióxido de carbono hacia el exterior. El movimiento pulmonar, producido por la acción de los músculos intercostales y el diafragma, produce la expansión y contracción de la caja torácica (véase la Figura 7.5). Este movimiento se realiza con suavidad gracias a las capas lubricadas de la pleura, que cubren los pulmones y el interior de la caja torácica. [54]
2. Traspaso del oxígeno y el CO_2 entre los alvéolos y la sangre: los alvéolos se encuentran cubiertos de una densa red de vasos sanguíneos, llamados capilares, que permiten el paso de los gases al sistema circulatorio (véase la Figura 7.6). [2, c. 41, p. 527]
3. Transporte del oxígeno y el CO_2 hacia las células: el sistema circulatorio irriga los tejidos del cuerpo, y el transporte de oxígeno se realiza mediante los glóbulos rojos gracias a la hemoglobina. En cambio, el CO_2 puede expulsarse simplemente disuelto en la sangre, o combinado con la hemoglobina (formando la carbaminohemoglobina, CO_2Hb) o con el agua⁶ (conformando el anión bicarbonato, HCO_3^-). [55]
4. Regulación de la ventilación: regida por el sistema nervioso, permite adecuar la velocidad de ventilación alveolar a la demanda energética del cuerpo. El proceso es tan preciso que permite mantener la presión de oxígeno y de dióxido de carbono prácticamente a los mismos niveles en estado de reposo y en momentos de alta demanda (como el ejercicio intenso). El centro respiratorio se distribuye entre el bulbo raquídeo y la protuberancia del tronco encefálico. [2, c. 42, p.539]

Respiración celular aeróbica y anaeróbica

Cuando el oxígeno llega hasta las células del organismo, se produce la respiración aeróbica, donde los nutrientes (glucosa) y el oxígeno actúan como reactantes, dando lugar al adenósín trifosfato (ATP) como producto principal (fuente de energía), y al agua y el dióxido de carbono como subproductos. Esta reacción puede tener lugar en el citoplasma celular o en la

⁶ La mayor presencia de CO_2 en el cuerpo humano se debe a esta unión. Fuente: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003469.htm>. Última consulta: 24/09/2022.

⁷ Dibujo de Terese Winslow (2006, <https://www.teresewinslow.com/>). U.S. HHS, National Cancer Institute. Accesible desde: <https://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms/def/bronchiole>. Última consulta: 25/09/2022.

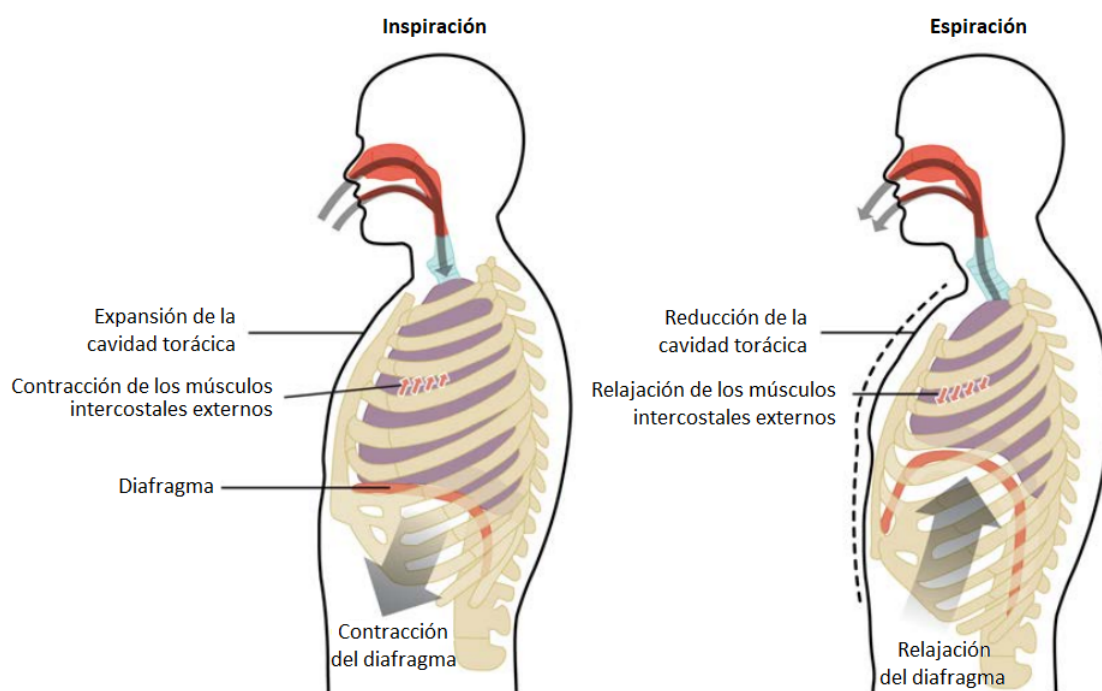


Figura 7.5: Inspiración y espiración en la ventilación pulmonar, como proceso de expansión y contracción de diferentes músculos de la cavidad torácica. Traducción a partir del original. [46, p. 1051]

mitocondria,⁸ y en ella se producen tres rutas metabólicas:

1. Glucólisis: transforma la glucosa, mediante oxidación, en ácido pirúvico, del que se puede obtener energía en otros ciclos.
2. Ciclo de Krebs: sólo presente en las células mitocondriales, libera energía a través de la oxidación de la acetilcoenzima A.
3. Fosforilación oxidativa: las enzimas generadas por procesos anteriores se oxidan, produciendo así la mayor cantidad de ATP de todas las rutas metabólicas.

La fórmula general para la reacción de la glucosa con el oxígeno se puede ver en la Figura 7.7. El producto final mayoritario es la ATP, que como máximo teórico alcanzaría una cantidad de entre 36 y 38 nucleótidos (2 por glucólisis, 2 por el ciclo de Krebs, y el resto por la fosforilación oxidativa).

El organismo es capaz de generar energía sin recurrir al oxígeno, en un proceso denominado respiración anaeróbica y que tiene lugar sólo en el citoplasma celular. Este tipo de metabolismo se lleva a cabo cuando la demanda energética es superior a la capacidad de suministro de oxígeno de la ventilación pulmonar, por ejemplo durante un ejercicio físico exigente. Sin embargo, la respiración anaeróbica tan sólo puede producir una cantidad reducida de ATP, en torno a 2 nucleótidos, por lo que el metabolismo aeróbico sigue siendo la fuente principal de energía del cuerpo humano.

⁸ La teoría endosimbiótica, propuesta en 1967 por Lynn Margulis, sugiere que las células eucariotas (que conforman animales, plantas, hongos y protistas) surgieron por la unión simbiótica de células procariotas de vida libre (bacterias y arqueas), conformando una célula nuclearizada con diferentes orgánulos. Así, la mitocondria sería una bacteria libre capaz de realizar un metabolismo aeróbico, que habría sido fagocitada (pero no digerida) por una célula anaeróbica; la hospedadora facilitaría un entorno rico en nutrientes a la huésped, recibiendo de ella energía en forma de ATP. [56]

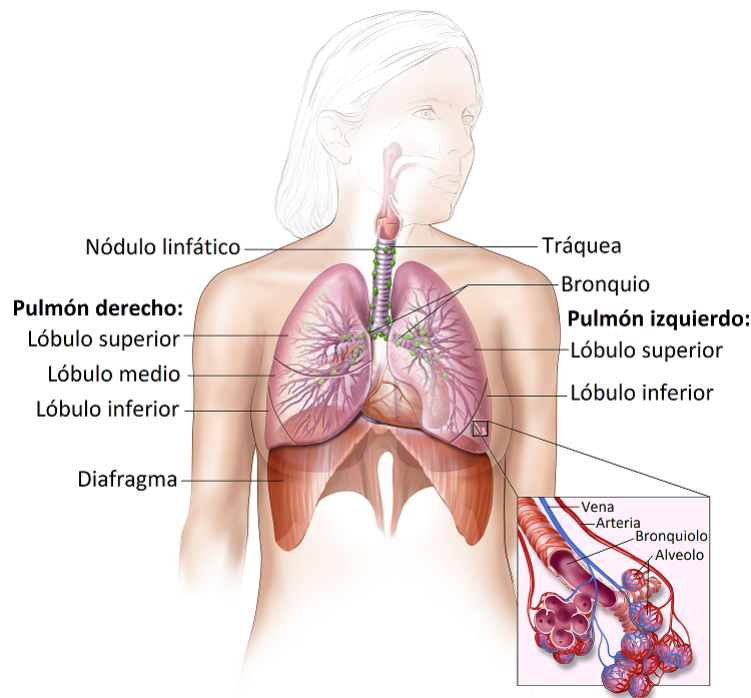


Figura 7.6: Sistema respiratorio humano, iniciado en las vías aéreas hasta los pulmones, y distribuido por los bronquios, bronquiolos y alveolos (en detalle), junto con el sistema linfático asociado. Traducción a partir del original (Instituto Nacional del Cáncer, EE. UU.).⁷

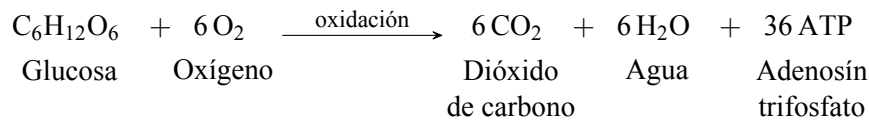


Figura 7.7: Fórmula de la respiración celular aeróbica.

Centros respiratorios

El ritmo respiratorio es controlado de forma inconsciente por los centros respiratorios, que tienen la función de mantener el ratio preciso en función de las necesidades del organismo (dependiendo de la edad, el ejercicio físico o la condición clínica). Generalmente, el ritmo respiratorio varía de entre 30 y 60 respiraciones por minuto en los primeros años de vida, hasta los 12 a 18 en el caso de las personas adultas.

Como se ha comentado anteriormente, estos centros de control se distribuyen en torno al bulbo raquídeo, y emiten diferentes señales como respuesta a los cambios en los niveles de dióxido de carbono, oxígeno y pH⁹ en la sangre, principalmente (véase la Figura 7.8). Los centros respiratorios presentes en el organismo son:

- Centro respiratorio medular: establece el ritmo básico de la respiración.
- Grupo respiratorio ventral (VRG): genera el ritmo respiratorio e integra la información recibida en la médula.

⁹ El potencial de hidrógeno o pH indica la concentración de iones de hidrógeno en una solución acuosa, y mide su nivel de acidez o alcalinidad en una escala.

- Grupo respiratorio dorsal (DRG): integra la información de los receptores de estiramiento y químicos de los sensores periféricos.
- Grupo respiratorio pontino (PRG): influye y modifica las funciones del bulbo raquídeo.
- Cuerpos aórticos y carotídeos: situados en el cayado aórtico (sobre el corazón) y en la bifurcación de las carótidas interna y externa (en el cuello), respectivamente, controlan los niveles de presión de CO_2 y O_2 , así como el pH.
- Hipotálamo: monitoriza el estado de ánimo y la temperatura corporal.
- Áreas corticales del cerebro: permiten el control voluntario de la respiración.
- Propioceptores: detectan la posición de las partes del cuerpo y remiten impulsos para los movimientos musculares y articulares.
- Reflejos de la tos: protege las vías respiratorias de material extraño.
- Reflejo de Hering-Breuer: respuesta protectora de los pulmones frente a hinchamientos excesivos. [46, pp. 1054-1055]

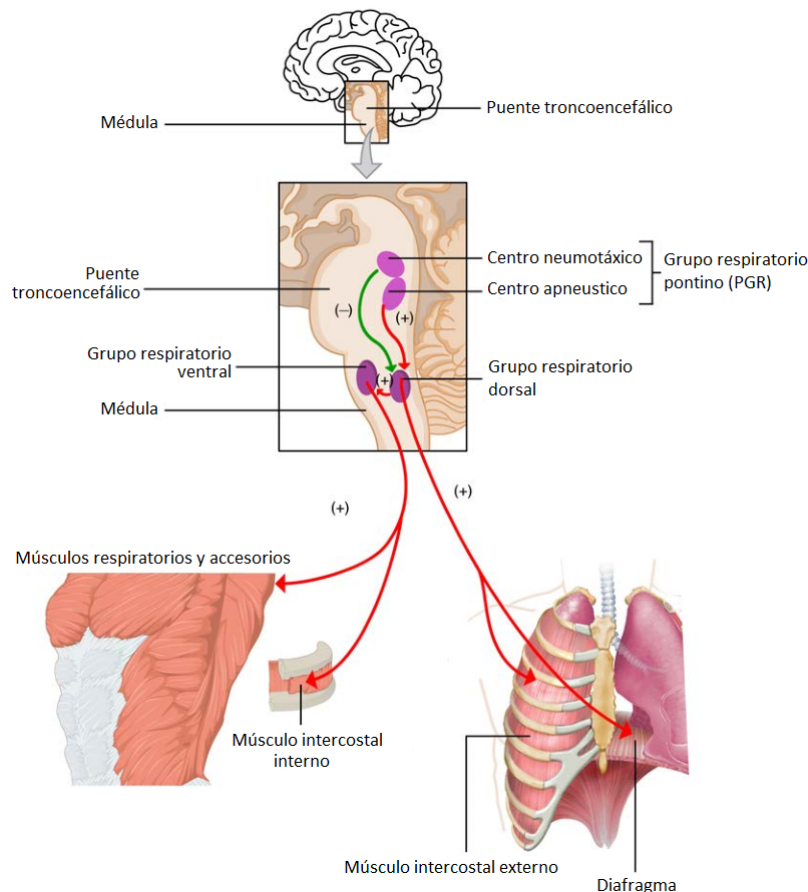


Figura 7.8: Intervención de los centros respiratorios en la ventilación pulmonar. Traducción a partir del original. [46, p. 1055]

Enfermedades asociadas al ritmo respiratorio

Al igual que otros signos vitales, tanto la frecuencia como el patrón de la respiración responden a un proceso multifactorial, pudiendo verse alterados por multitud de causas. Algunos de estas

causas son:

- Enfermedades pulmonares: las enfermedades crónicas como el asma, el EPOC (Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica), la fibrosis pulmonar o la neumonía, pueden incidir en el ritmo respiratorio normal, así como producir dificultad para respirar.
- Problemas cardíacos: debido a la estrecha relación funcional entre el sistema respiratorio y el corazón, problemas como la insuficiencia cardíaca congestiva, las arritmias o el infarto de miocardio pueden afectar al ritmo respiratorio.
- Trastornos neurológicos: enfermedades como el mal de Parkinson, la esclerosis múltiple o los accidentes cerebrovasculares pueden afectar al control de la respiración, provocando cambios en su ritmo.
- Estado de ánimo: los cuadros de ansiedad y el estrés pueden alterar el ritmo respiratorio, generando síntomas como la hiperventilación o la taquipnea.

Como se ha mencionado, un ritmo respiratorio irregular se revela principalmente en dos síntomas:

- Hiperventilación: producida por una respiración rápida y profunda, lo que puede disminuir la cantidad de dióxido de carbono presente en el organismo. Como consecuencia, el cuerpo experimenta sensación de mareo y falta de aire, entumecimiento en las extremidades y taquicardia.
- Insuficiencia respiratoria: produce el efecto contrario sobre el organismo, desequilibrando la balanza de la cantidad de oxígeno y dióxido de carbono en favor de este último. La falta de suministro de oxígeno, o de eliminación de CO₂, conduce a la taquipnea (respiración rápida) o la bradipnea (respiración excesivamente lenta).

Sistema nervioso: temperatura

Temperatura central

El cuerpo humano dispone de recursos para mantener una temperatura interna aproximadamente constante, que en la literatura médica se denomina *temperatura central*. Este valor difiere de la temperatura cutánea, que se ve directamente influida por los cambios del entorno y participa en el desprendimiento del exceso de calor interno o su obtención externa.

Generalmente, la temperatura central del ser humano en estado de reposo varía entre los 36 y los 37,5 °C a lo largo del día, siendo en las horas de sueño cuando se producen los valores más bajos; la temperatura durante este período se acuña como *temperatura basal* (véase la Figura 7.9). Sin embargo, el ejercicio físico intenso o la exposición a climas muy cálidos pueden elevar la temperatura hasta los 40 °C; de la misma forma, un entorno extremadamente frío la pueden hacer descender por debajo de los 35,5 °C. [2, c 74, p.911]

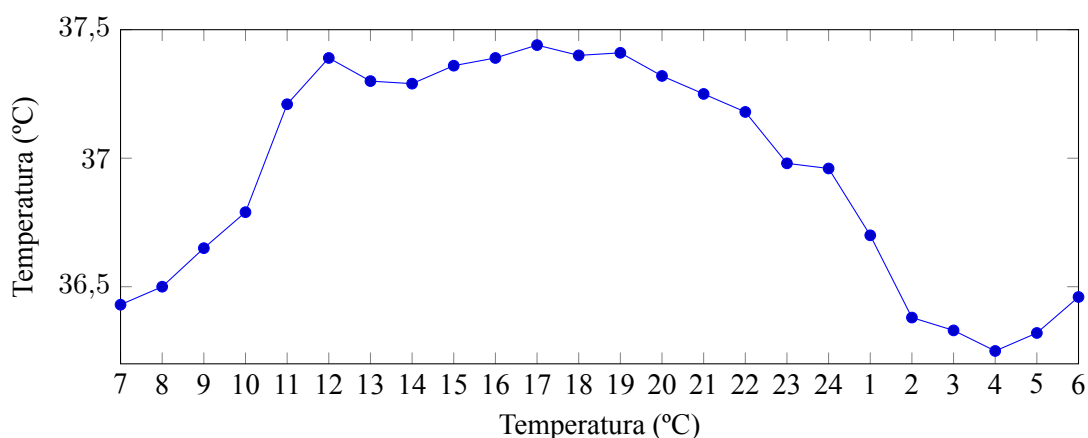


Figura 7.9: Variación de la temperatura del cuerpo humano a lo largo del día. Los períodos de menor temperatura se corresponden con estados de descanso (temperatura basal), mientras que los de mayor temperatura se vinculan a estados de actividad. Gráfico basado en la información publicada por la 11.ª ed. de la Encyclopædia Britannica. [57, p. 49]

Producción calórica

La regulación de la temperatura corporal responde al balanceo entre la producción de energía calórica y su pérdida. La generación de calor responde a diversos procesos propios del metabolismo (véase la Figura 7.10), siendo los factores más destacados: [2, c 74, p.911]

- Tasa metabólica basal: representa el gasto energético mínimo que permite la supervivencia del ser humano, y representa alrededor del 60 % del total diario.
- Tasa metabólica generada por la actividad muscular: la actividad física puede alcanzar el 25 % del gasto energético diario.
- Metabolismo derivado del efecto de la tiroxina y otras hormonas: regulan las funciones metabólicas celulares, la regulación del crecimiento corporal y la estimulación sexual, entre otros.

- Metabolismo derivado del efecto de la adrenalina, la noradrenalina y la estimulación simpática sobre las células: mediante procesos hormonales o neurotransmisores, regulan la actividad involuntaria de numerosos órganos, como es el caso del aparato circulatorio.
- Metabolismo producido por el incremento de la actividad química celular: se incluyen actividades como la respiración celular.
- Metabolismo adicional del proceso digestivo: se engloban en este área los recursos energéticos derivados de la digestión, absorción y almacenamiento de los alimentos (conocido como *efecto termógeno*). Representa aproximadamente el 8% del gasto energético.

De esta forma, una gran parte del calor corporal se produce en los órganos internos, destacando el hígado, el cerebro y el corazón, seguidos de los músculos esqueléticos asociados a la actividad física.

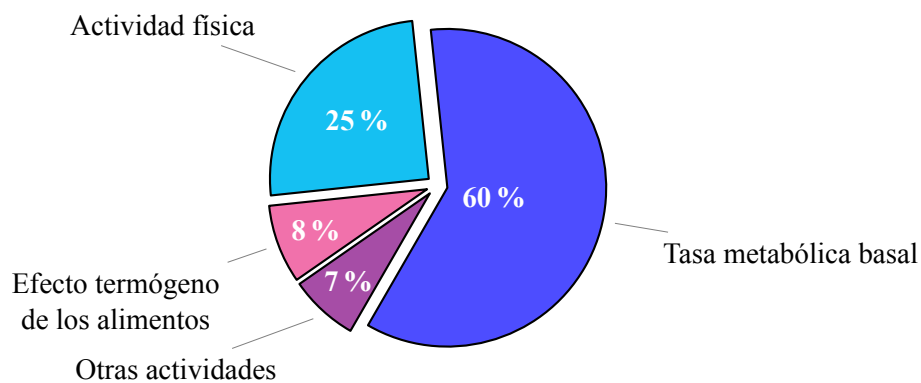


Figura 7.10: Principales mecanismos productores de calor corporal. Basado en la representación de componentes del gasto energético de Guyton y Hall. [2, c. 73, p. 907]

Barrera térmica

Sin embargo, este calor se emite desde los tejidos profundos hasta la piel, para después dispersarse en el ambiente. La persistencia del calor en el cuerpo dependerá, pues, de la velocidad a la que se transporta desde el órgano generador (en el interior del organismo) hacia la piel, y de la rapidez con la que ésta pierda el calor hacia el exterior.

La piel y el conjunto de tejidos subcutáneos ejercen de barrera o aislante térmico natural del cuerpo humano. Entre los diferentes elementos presentes destaca la grasa, que presenta una gran resistencia a la transmisión del calor y ayuda a preservarlo en el interior. Los mecanismos de control externos de la temperatura están asociados a la piel y sus propiedades: [2, c 74, p.911-913]

- Riego sanguíneo: debido a que la sección interna de la piel se encuentra ampliamente vascularizada (Figura 7.11), la variación de la circulación sanguínea produce las consiguientes variaciones térmicas. La vasoconstricción reduce el flujo cutáneo y, por tanto, resta transmisión de calor a la piel; la vasodilatación produce el efecto opuesto, incrementando el flujo de sangre y calentando la dermis.
- Sudoración: mediante impulsos nerviosos, se induce a las glándulas sudoríparas (Figura 7.11) a la secreción de un líquido denominado *secreción primaria*, semejante al plasma

pero carente de proteínas. Este líquido salado transcurre desde la glándula localizada en la dermis profunda hasta la epidermis a través de un conducto, que modifica su composición hasta convertirlo en una secreción acuosa, produciendo la aclimatación corporal.

- Radiación, conducción térmica y evaporación: el organismo produce de forma natural radiación infrarroja, fruto e las distintas reacciones químicas que produce su metabolismo, y que hace disminuir la temperatura corporal. También, el contacto directo con objetos produce la conducción del calor desde el organismo hacia el exterior. También los procesos de evaporación (expulsión del agua de la piel o de la respiración) liberan energía calorífica del organismo.

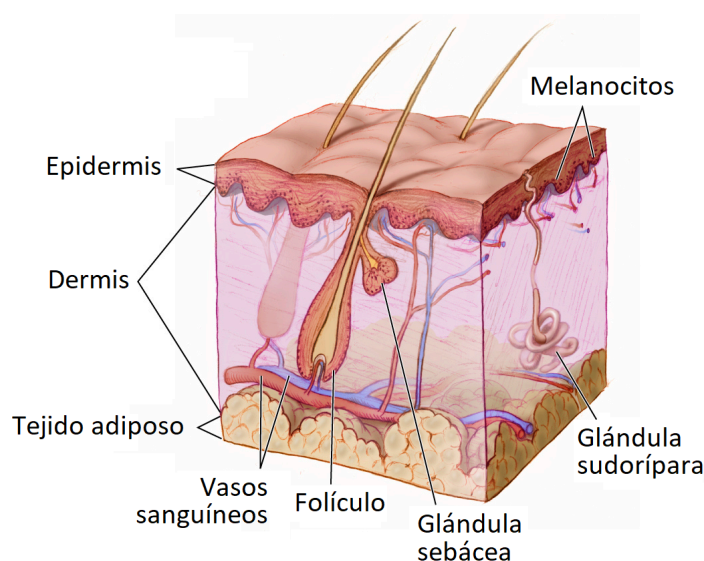


Figura 7.11: Esquema de las capas que conforman la piel humana y sus glándulas asociadas. Traducción a partir del original (Instituto Nacional del Cáncer, EE. UU.).¹⁰

Centro termorregulador

Como se ha podido observar, la variación natural de la temperatura corporal está ligada a un conjunto amplio de procesos metabólicos y orgánicos, que permiten preservar un valor de temperatura central dentro de los márgenes de funcionamiento del organismo a pesar de la exposición de éste a un entorno más o menos hostil (Figura 7.12).

La mayoría de los procesos anteriormente comentados se regulan a través del sistema nervioso, que obtiene información de los órganos y transmite las órdenes oportunas, siendo el núcleo de la regulación térmica el hipotálamo (véase la Figura 7.13). Las neuronas sensibles al calor y al frío se distribuyen por todo el cuerpo (especialmente en la piel, donde predomina la sensibilidad a las bajas temperaturas), pero también se encuentran contenidas en el hipotálamo y en la médula espinal.

Ante la detección de un enfriamiento generalizado de la piel, el hipotálamo desencadena una respuesta nerviosa que estimula el escalofrío (rápido incremento del movimiento muscular), la inhibición de la sudoración, y la vasoconstricción de la piel para evitar la pérdida de calor.

¹⁰ U.S. HHS, National Cancer Institute. Accesible desde: <https://visualsonline.cancer.gov/details.cfm?imageid=4604>. Última consulta: 23/09/2022.

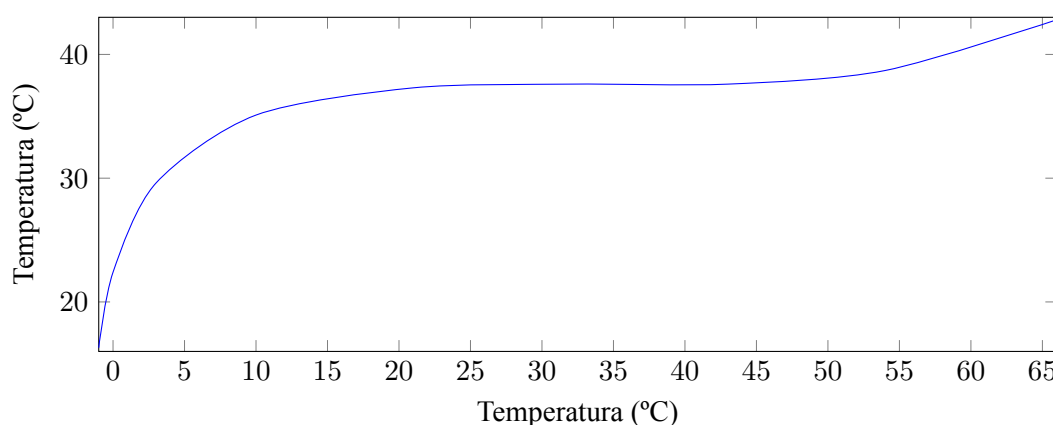


Figura 7.12: Variación de la temperatura del cuerpo humano por efecto de la temperatura ambiental, tras varias horas de exposición y bajos niveles de humedad. Puede apreciarse que el organismo mantiene la temperatura corporal constante en un rango importante de variedad térmica externa. [2, c. 74, p. 915]

También se produce un aumento de la producción de calor por procesos metabólicos, y la piloerección como función vestigial.¹¹ Por el contrario, si el sistema termorregulador detecta un aumento excesivo de la temperatura, recurrirá a las acciones vistas con anterioridad (vasodilatación de la piel y sudoración), además de la reducción de los mecanismos metabólicos que producen calor. [2, c. 74, p. 915-917]

Enfermedades asociadas a la temperatura

La temperatura corporal puede verse alterada por diferentes causas: [58]

- Infecciones: las bacterias, virus, hongos y parásitos pueden desencadenar una respuesta inflamatoria en el cuerpo, lo que conlleva un aumento de la temperatura.
- Inflamaciones: enfermedades como la artritis reumatoide o la enfermedad inflamatoria intestinal pueden causar fiebre debido a la respuesta inflamatoria del organismo.
- Trastornos autoinmunes: generados por la reacción del organismo a ciertas enfermedades, como el lupus eritematoso sistémico (LES).
- Tumoraciones: ciertos tipos de cáncer pueden generar sustancias que afectan a la regulación de la temperatura corporal, causando fiebre. Este fenómeno se conoce como fiebre paraneoplástica, y es una respuesta del sistema inmunológico típicamente asociada a enfermedades como el cáncer de pulmón, los linfomas y las leucemias.
- Actividad física: un ejercicio vigoroso, especialmente en un entorno cálido y seco, puede aumentar en exceso la temperatura corporal y producir deshidratación.
- Exposición al entorno: someter al cuerpo un entorno excesivamente frío (o la inmersión en agua fría) o cálido pueden provocar un cambio brusco en su temperatura.
- Consumo de medicamentos: ciertos medicamentos, así como drogas recreativas, pueden interferir en el control de la temperatura del organismo.

¹¹ Popularmente conocida como *piel de gallina*, está relacionada con una característica de los mamíferos pilosos para erizar el pelaje, atrapando aire en su interior y aumentando así su aislamiento térmico. En el ser humano no cumple función fisiológica alguna.

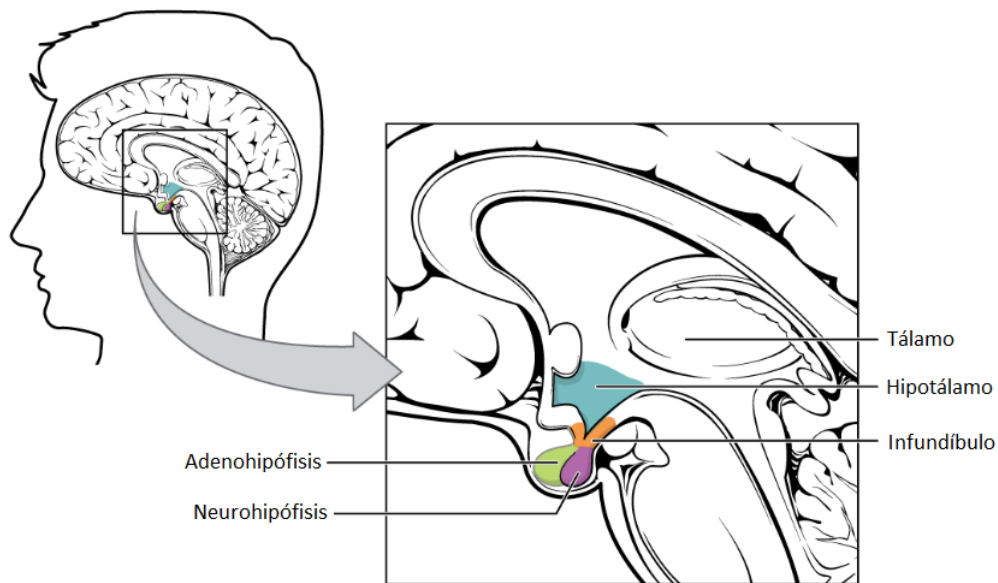


Figura 7.13: Posición del hipotálamo en el cerebro. Se observa su conexión con la glándula pituitaria (hipófisis) a través del infundíbulo. Traducción a partir del original. [46, p. 744]

Esta variación se ve reflejada en los siguientes síntomas:

- **Fiebre:** es un aumento de la temperatura corporal, generalmente como respuesta del sistema inmunológico a una enfermedad o infección. Una situación febril se producirá cuando la temperatura corporal supere su rango normal, eso es, sobre los 37,3 °C.
- **Hipertermia:** denominamos así a una temperatura corporal anormalmente alta, por encima de los 38 °C, y que no es debida a una respuesta inmune del organismo. Puede ser el resultado de un defecto en la regulación térmica del cuerpo, por la acción de ciertas enfermedades, o por las condiciones del entorno o la actividad física, y requiere una atención inmediata debido a su potencial peligrosidad.
- **Hipotermia:** se produce por un descenso anormal de la temperatura corporal, generalmente inferior a los 35 °C, bien por un defecto en la regulación de la temperatura del organismo, bien por un brusco descenso de la misma que no puede ser compensado con su producción interna.

Anexo II: Herramienta de descarga de artículos

Para facilitar la descarga de documentos indexados desde diversas bases de datos se ha planteado el diseño de una herramienta programada en Python, inicialmente orientada a la identificación y obtención de artículos registrados en IEEE Xplore, SCOPUS y Web of Science.

Mediante una búsqueda y descarga manual de resultados en forma de archivos de texto (extensión .txt o .csv) desde los portales mencionados, éstos deberán introducirse en subdirectorios bajo la raíz del código (. /res/[ieee/scopus/wos]). El programa estimará los duplicados presentes tanto en los subdirectorios como en el registro bibliográfico conjunto, retirará las entradas sin DOI, e iniciará la descarga de los documentos en la carpeta de destino (. /res/docs), almacenando un registro para identificar el documento de búsqueda original y el fichero de salida en formato PDF.

La descarga de documentos se apoya en el módulo SciDownl (<https://pypi.org/project/sci-downl/>), presentado como una API no oficial de SciHub que ofrece diversas herramientas para la búsqueda y obtención de artículos. Además, para reducir el uso de almacenamiento en disco se ha recurrido al módulo Pdfc (<https://github.com/theeko74/pdfc>), que permite hasta cuatro niveles de compresión para los documentos PDF.¹²

Código 7.1: Programa AutoBiblio

```

1 import logging
2 import os
3 import shutil
4 from datetime import datetime
5
6 import pandas as pd
7 from sci-downl import scihub_download
8
9 from pdfc import compress # https://github.com/theeko74/pdfc
10
11 clean_registers = True
12
13 logger = logging.getLogger()
14 log_path = os.path.join(os.getcwd(), "log").replace("\\", "/")
15 log_file = log_path + datetime.now().strftime("%Y-%m-%d_%H-%M-%S") + ".log"
16 logging.info("Log registered in " + log_file + "")
17 logging.basicConfig(filename=log_file, encoding='utf-8', level=logging.WARNING,
18                     format="%(asctime)s [%(levelname)s] %(message)s", force=True)
19
20 res_path = os.path.join(os.getcwd(), "res").replace("\\", "/")
21 doc_path = os.path.join(res_path, "docs").replace("\\", "/")
22 doc_comp = os.path.join(res_path, "docs/compress").replace("\\", "/")
23 csv_file = "result_query.csv"
24
25
26 def file_move(p_origin: str, p_destination: str, p_replace: bool = False):
27     """
28     Mueve/renombra un fichero.
29     :param p_origin: dirección de origen.
30     :param p_destination: dirección de destino.
31     :param p_replace: determina si, en caso de existir el destino, este se reemplazará (falso por defecto).
32     :return:
33     """
34     # Si no existe el fichero de destino, o se habilita el reemplazo
35     if not os.path.isfile(p_destination) or p_replace:
36         os.remove(p_destination) if os.path.isfile(p_destination) else 0
37         os.rename(p_origin, p_destination)

```

¹² Su uso requiere la instalación de Ghostscript (<https://www.ghostscript.com/>).

```

38
39
40 def compress_docs():
41     """
42     Comprime los PDF de la carpeta "doc_path" en el subdirectorio "compress", y los reemplaza si su tamaño es menor.
43     :return:
44     """
45     pdf_files = get_files(doc_path, ".pdf")
46
47     for p_input in pdf_files:
48         p_output = os.path.join(doc_comp, p_input.split("/")[-1].replace("\\", "/"))
49         compress(input_file_path=p_input, output_file_path=p_output, power=3)
50
51         # Si el fichero generado es más reducido, reemplaza el original y, en caso contrario, lo elimina.
52         file_move(p_output, p_input, True) if os.stat(p_output).st_size < os.stat(p_input).st_size else os.remove(
53             p_output)
54
55
56 def get_files(p_path, p_ext):
57     """
58     Devuelve las rutas de todos los archivos de un directorio que cumplen cierta extensión.
59     :param p_path: directorio de interés.
60     :param p_ext: extensión.
61     :return:
62     """
63     file_lst = []
64     for p_file in os.listdir(p_path):
65         if p_file.endswith(p_ext):
66             file_lst.append(os.path.join(p_path, p_file).replace("\\", "/"))
67     return file_lst
68
69
70 def remove_duplicates(p_data: pd.DataFrame, p_discard_col: str = None, p_subset: str = None) -> pd.DataFrame:
71     """
72     Elimina los elementos duplicados de un DataFrame.
73     :param p_data: DataFrame.
74     :param p_discard_col: columnas que no se considerarán (nulo por defecto).
75     :param p_subset: selección de columnas a considerar (nulo por defecto).
76     :return:
77     """
78     # Retira registros duplicados
79     original_length = len(p_data)
80
81     if p_subset is not None:
82         p_data.drop_duplicates(subset=p_subset, inplace=True)
83
84     elif p_discard_col is not None:
85         p_data.drop_duplicates(subset=p_data.columns.difference([p_discard_col]), inplace=True)
86
87     else:
88         p_data.drop_duplicates(inplace=True)
89
90     print("\n> Eliminado %d registros duplicados (%d -> %d)" % (
91         abs(len(p_data) - original_length), original_length, len(p_data)))
92
93     return p_data
94
95
96 def replace_special_characters(p_text):
97     """
98     Reemplaza caracteres especiales, incompatibles con el sistema de fichero Windows.
99     :param p_text: texto con caracteres especiales.
100    :return:
101    """
102    p_bad = ["#", "%", "{", "}", "\\",
103            "<", ">", "*", ":", ";", "/", "\u0000",
104            "$", "!", "''", "\'\'", ":", ":", "@"]

```



```

172     file_data.insert(0, 'RES□path', '')
173     file_data["RES□path"] = [p_file] * len(file_data)
174     p_data = file_data if p_data is None else pd.concat([p_data, file_data], ignore_index=True)
175
176     return p_data
177
178
179 def main():
180     """
181     Módulo principal de la aplicación.
182     :return:
183     """
184
185     # Detecta las carpetas de fuentes bibliográficas
186     folders = [x[0].replace("\", "") for x in os.walk(res_path)]
187     folders = folders[1:] if len(folders) > 1 else None
188     folders = [x for x in folders if "docs" not in x]
189
190     concat_lists = []
191
192     for folder in folders:
193
194         # Acumula cada documento de registros en un DataFrame
195         concat_data = None
196
197         if "wos" in folder:
198             print("\nLectura de referencias WoS")
199             # Web of Science: Obtiene todos los registros en formato TXT
200             concat_data = generate_register(p_data=concat_data, p_folder=folder, p_ext="txt", p_sep="\t")
201
202             concat_data = remove_duplicates(p_data=concat_data, p_discard_col="RES□path")
203             concat_data = concat_data[["RES□path", "TI", "PY", "AU", "DI"]]
204             concat_data.rename(columns={"TI": "Title", "PY": "Year", "AU": "Authors", "DI": "DOI"}, inplace=True)
205             concat_data['Authors'] = concat_data['Authors'].str.split(",").str[0]
206             concat_data['Year'] = concat_data['Year'].astype('int')
207
208         elif "scopus" in folder:
209             print("\nLectura de referencias SCOPUS")
210             # Web of Science: Obtiene todos los registros en formato CSV
211             concat_data = generate_register(p_data=concat_data, p_folder=folder)
212
213             concat_data = remove_duplicates(p_data=concat_data, p_discard_col="RES□path")
214             concat_data = concat_data[["RES□path", "Title", "Year", "Authors", "DOI"]]
215             concat_data['Authors'] = concat_data['Authors'].str.split(",").str[0]
216             concat_data['Authors'] = concat_data['Authors'].replace("No□author□name□available", "unknown")
217             concat_data['Year'] = concat_data['Year'].astype('int')
218
219         elif "ieee" in folder:
220             print("\nLectura de referencias IEEE")
221             # Web of Science: Obtiene todos los registros en formato CSV
222             concat_data = generate_register(p_data=concat_data, p_folder=folder)
223
224             concat_data = remove_duplicates(p_data=concat_data, p_discard_col="RES□path")
225             concat_data = concat_data[["RES□path", "Document□Title", "Publication□Year", "Authors", "DOI"]]
226             concat_data.rename(columns={"Document□Title": "Title", "Publication□Year": "Year"}, inplace=True)
227             concat_data['Authors'] = concat_data['Authors'].str.split(";").str[0].str.split("□").str[-1]
228             concat_data['Year'] = concat_data['Year'].astype('int')
229
230         concat_lists.append(concat_data)
231
232     # Unifica todas las listas de referencias bibliográficas
233     print("\nUnificando listas de referencias")
234
235     concat_data = pd.concat(concat_lists, ignore_index=True)
236
237     # Elimina títulos duplicados
238     lista = [x.replace("□", "").replace("-", "").lower() for x in concat_data["Title"]]

```

```
239 concat_data["doc_title"] = lista
240 concat_data = remove_duplicates(p_data=concat_data, p_subset="doc_title")
241 concat_data = concat_data[["RES", "path", "Title", "Year", "Authors", "DOI"]].sort_values(
242     by=["Year", "Title"]).reset_index(drop=True)
243
244 # Ordena y almacena el estado actual
245 concat_data.to_csv(os.path.join(res_path, csv_file).replace("\\", "/"),
246     sep=";", decimal=".", encoding="utf-8", index_label="ID")
247
248 # Limpia los documentos generados (si está habilitado "clean_registers")
249 for directory in [doc_path, doc_comp]:
250     if os.path.isdir(directory):
251         for file in os.listdir(directory):
252             try:
253                 os.remove(os.path.join(directory, file).replace("\\", "/"))
254             except Exception as e:
255                 print(e)
256         try:
257             shutil.rmtree(directory) if (os.path.isdir(directory) and clean_registers) else 0
258         except Exception as e:
259             print(e)
260     os.mkdir(directory) if not os.path.isdir(directory) else 0
261
262 # Descarga los documentos
263 concat_data = get_docs(p_data=concat_data)
264
265 concat_data.to_csv(os.path.join(res_path, csv_file).replace("\\", "/"),
266     sep=";", decimal=".", encoding="utf-8", index_label="ID")
267
268 # Comprime los documentos descargados
269 compress_docs()
270
271
272 if __name__ == '__main__':
273     main()
```

Anexo III: Artículos revisados con PRISMA

Artículos seleccionados

La Tabla 7.1 contiene los 35 artículos que, tras el proceso de búsqueda y filtrado, fueron considerados convenientes para su aplicación en el estudio.

Autor	Título	DOI
Ahmad (2018)	Piezologist: A Novel Wearable Piezoelectric-based Cardiorespiratory Monitoring System	10.1109/INISTA.2018.8466275
Anaya (2021)	Wearable Triboelectric Sensor for Respiration and Coughing Monitoring	10.1109/SENSORS47087.2021.9639629
Chen (2015)	Low power electrocardiography and impedance cardiography detection system based on LabVIEW and Bluetooth Low Energy	10.1049/cp.2015.0798
Coffen (2020)	Real-time Wireless Health Monitoring: An Ultra-low Power Biosensor Ring for Heart Disease Monitoring	10.1109/ICNC47757.2020.9049814
Constant (2015)	Pulseband: A hands-on tutorial on how to design a smart wristband to monitor heart-rate	10.1109/VCACS.2015.7439565
Constant (2015)	Pulse-Glasses: An unobtrusive, wearable HR monitor with Internet-of-Things functionality	10.1109/BSN.2015.7299350
Damis (2018)	Investigation of Epidermal Loop Antennas for Biotelemetry IoT Applications	10.1109/ACCESS.2018.2814005
Fachrurazi (2021)	Design of Wearable Pulse Oximeter Based on Android with Bluetooth Low Energy Communication Using Artificial Neural Network	10.1109/ICoDSA53588.2021.9617472
Fazio (2020)	A Multi-Source Harvesting System Applied to Sensor-Based Smart Garments for Monitoring Workers' Bio-Physical Parameters in Harsh Environments	10.3390/en13092161
Fazio (2022)	Development and Testing of Piezoresistive and Inertial-Based Chest Bands for Breathing Monitoring	10.23919/SpliTech55088.2022.9854335
Gialelis (2020)	Wi-Fi based Integrated System for the Monitoring of Heart Rate and Peripheral Capillary Oxygen Saturation	10.1109/MECO49872.2020.9134347
Haghi (2018)	A Low-Cost, Standalone, and Multi-Tasking Watch for Personalized Environmental Monitoring	10.1109/TBCAS.2018.2840347
Herrera-Juárez (2020)	Low-Energy and Modular Wearable Device for Wireless Measurement of Physiological Signals	10.3390/ecsa-7-08213
Hew (2022)	Development of a IoT Based Low Cost Wearable Smart Health Monitoring System for Elderly	10.1109/ICSIMA55652.2022.9929133
Huan (2022)	A Wearable Skin Temperature Monitoring System for Early Detection of Infections	10.1109/JSEN.2021.3131500

Autor	Título	DOI
Le (2022)	Wearable BLE Wireless Sensor Based on U-Shaped EBG Monopole Antenna	10.1155/2022/8593750
Lin (2014)	Bluetooth Low Energy (BLE) based blood pressure monitoring system	10.1109/IGBSG.2014.6835225
Magno (2019)	Self-Sustainable Smart Ring for Long-Term Monitoring of Blood Oxygenation	10.1109/ACCESS.2019.2928055
Milici (2018)	Wireless Wearable Magnetometer-Based Sensor for Sleep Quality Monitoring	10.1109/JSEN.2018.2791400
Mohsen (2021)	A Self-powered Wearable Wireless Sensor System Powered by a Hybrid Energy Harvester for Healthcare Applications	10.1007/s11277-020-07840-y
Nie (2017)	Hybrid monitor belt: A non-invasive health monitoring system with flexible printed ECG array	10.1109/CompComm.2017.8323019
Ozkan (2020)	A portable wearable tele-ECG monitoring system	10.1109/TIM.2019.2895484
Qiu (2019)	A Wireless Wearable Sensor Patch for the Real-Time Estimation of Continuous Beat-to-Beat Blood Pressure	10.1109/EMBC.2019.8857446
Ritchie (2017)	Passive continuous electrocardiogram monitoring of firemen using non-contact electrodes	10.1109/ICSENS.2017.8234243
Sathishkumar (2022)	IR-RING: Non-invasive Continuous Blood Glucose Monitor	10.1109/ICECA55336.2022.10009344
Sayeed (2018)	Bluetooth Low Energy (BLE) based portable medical sensor kit platform with cloud connectivity	10.1109/IC4ME2.2018.8465645
Sidibe (2022)	A Multifunctional Battery-Free Bluetooth Low Energy Wireless Sensor Node Remotely Powered by Electromagnetic Wireless Power Transfer in Far-Field	10.3390/s22114054
Sood (2018)	IoT Enabled Smart Wearable Device - Sukoon	10.1109/ICINPRO43533.2018.9096820
Wang (2014)	EcoBT: Miniature, Versatile Mote Platform Based on Bluetooth Low Energy Technology	10.1109/iThings.2014.30
Wu (2018)	A Wearable Wireless Medical Sensor Network System Towards Internet-of-Patients	10.1109/ICSENS.2018.8589642
Wu (2020)	A Rigid-Flex Wearable Health Monitoring Sensor Patch for IoT-Connected Healthcare Applications	10.1109/JIOT.2020.2977164
Yin (2021)	Wearable Physiological Multi-Vital Sign Monitoring System With Medical Standard	10.1109/JSEN.2021.3123084
Zhong (2016)	A wearable signal acquisition system for physiological signs including throat PPG	10.1109/EMBC.2016.7590774
Zhou (2013)	A Bluetooth low energy approach for monitoring electrocardiography and respiration	10.1109/HealthCom.2013.6720653

Autor	Título	DOI
Zhou (2021)	Design of Wearable Health Monitoring System Integrating Wireless Technology Based on 3D Graphene Foam Sensor	10.1109/ICEICT53123.2021.9531042

Tabla 7.1: Artículos aceptados durante la revisión. En la columna Autor se indica el apellido del autor principal y el año de publicación.

Artículos descartados

La Tabla 7.2 presenta los 41 artículos que fueron descartados según los criterios marcados (ver pie de tabla).

Autor	Título	DOI	Motivo
Ahmed (2019)	A Wearable Wrist-Band with Compressive Sensing based Ultra-Low Power Photoplethysmography Readout Circuit	10.1109/BSN.2019.8771074	1
Aiassa (2021)	Smart Portable Pen for Continuous Monitoring of Anaesthetics in Human Serum With Machine Learning	10.1109/TBCAS.2021.3067388	1, 2
Alfian (2018)	A personalized healthcare monitoring system for diabetic patients by utilizing BLE-based sensors and real-time data processing	10.3390/s18072183	3
Battaglia (2022)	EEG-over-BLE: A Novel Low-Power Architecture for Multi-Channel EEG Monitoring Systems	10.1109/MN55117.2022.9887765	1, 3
Carrizales-Villagómez (2018)	A Platform for e-Health Control and Location Services for Wandering Patients	10.1155/2018/8164376	1, 3
Comuniello (2019)	Ultrasound Time of Flight based positioning using the Bluetooth Low Energy protocol	10.1109/IWMN.2019.8805003	1, 3
Constant (2016)	Smartwatch-driven multisensory recorder: Design and testing of a smartwatch-based framework to support psychiatric disorders	10.1109/URTC.2016.8284078	1, 3
Craven (2012)	Potential for extended battery life in mobile healthcare with Bluetooth low energy and signal compression	10.1049/ic.2012.0209	1, 3
Deebak (2023)	EI-IoT: Edge-Enabled Intelligent IoT Framework for Early Detection of COVID-19 Threats	10.3390/s23062995	1, 3
Dhatri (2018)	Development of a Functional Testing System for Test Automation and Statistical Analysis of the behavior of health care device used to treat Deep Vein Thrombosis	10.1109/RTEICT42901.2018.9012553	1, 3
Elsamnah (2018)	Reflectance-based monolithic organic pulsemeter device for measuring photoplethysmogram signal	10.1109/I2MTC.2018.8409873	3

Autor	Título	DOI	Motivo
Fekr (2014)	A medical cloud-based platform for respiration rate measurement and hierarchical classification of breath disorders	10.3390/s140611204	3
Fekr (2014)	Tidal volume variability and respiration rate estimation using a wearable accelerometer sensor	10.1109/MOBIHEALTH.2014.7015894	3
Ghoshdastider (2015)	Experimental evaluation of a pairwise broadcast synchronization in a low-power Cyber-physical system	10.1109/WISNET.2015.7127399	1, 3
Giordano (2021)	SmartTag: An Ultra Low Power Asset Tracking and Usage Analysis IoT Device with Embedded ML Capabilities	10.1109/SAS51076.2021.9530182	1
He (2017)	Fusion estimation of respiration rate from ECG and PPG signal based on Android platform and wearable watch	10.1049/cp.2017.0096	3
Huang (2021)	Telemonitored Human Circadian Temperature Dynamics During Daily Routine	10.3389/fphys.2021.659973	3
Jayanthy (2021)	Optimizing data rate and power in BLE network for health care	10.1088/1742-6596/1964/6/062037	3
Khan (2021)	AWARE: An IoT powered Smart Band with Multi-tenancy Cardinality	10.1109/IC2SE52832.2021.9791883	3
Mahmud (2016)	A Real Time and Non-Contact Multiparameter Wearable Device for Health Monitoring	10.1109/GLOCOM.2016.7841538	3
Mahmud (2017)	A Wireless Health Monitoring System Using Mobile Phone Accessories	10.1109/JIOT.2016.2645125	3
McLeod (2021)	Smartphone-Based Wellness Assessment Using Mobile Environmental Sensors	10.1109/JSYST.2020.3004558	1, 3
Meneses (2021)	Design and Validation of a Pilot Stress Monitoring System based on a Deep Convolutional Neural Network Model	10.1109/DASC52595.2021.9594363	1, 3
Miranda (2015)	Wireless authentication platform for healthcare applications	10.1109/IEEE-IWS.2015.7164620	1, 3
Ni (2018)	Combining Non-Invasive Wearable Device and Intelligent Terminal in HealthCare IoT	10.1016/j.procs.2019.06.024	3
Pérez Díaz de Cerio (2018)	A low-cost tracking system for running race applications based on bluetooth low energy technology	10.3390/s18030922	3
Prawiro (2014)	A heart rate detection method for low power exercise intensity monitoring device	10.1109/ISBB.2014.6820931	3
Preejith (2016)	Design, development and clinical validation of a wrist-based optical heart rate monitor	10.1109/MeMeA.2016.7533786	3
Ragavan (2023)	Smart Health Monitoring System in Intensive Care Unit using Bluetooth Low Energy and Message Queuing Telemetry Transport Protocol	10.1109/ICSSIT55814.2023.10061050	3
Rohit (2019)	Development of Capacitive Wearable Patches and Bands for Data Fusion in Complex Physical Activities	10.1109/IFETC46817.2019.9073726	1

Autor	Título	DOI	Motivo
Ruiz (2017)	SCAVM: A self-powered cardiac and activity vigilant monitoring system	10.1109/BIOCAS.2017.8325126	3
Shiri (2017)	Design, implementation and testing of a portable device for multiparametric activity and SpO2 monitoring	10.1109/HIC.2017.8227578	3
Silva (2013)	Radiation tests on a bluetooth based front-end electronic device towards a subcutaneous continuous glucose monitoring sensor	ISBN 978-0-9893193-0-0	3
Song (2019)	A 769 I ¹ / ₄ W Battery-Powered Single-Chip SoC With BLE for Multi-Modal Vital Sign Monitoring Health Patches	10.1109/TBCAS.2019.2945114	3
Sun (2017)	A wearable H-shirt for exercise ECG monitoring and individual lactate threshold computing	10.1016/j.compind.2017.06.004	3
Welch (2018)	Wearable sensing devices for human-machine interaction systems	ISBN 978-1-946815-02-6	3
Wong (2020)	An Integrated Wearable Wireless Vital Signs Biosensor for Continuous Inpatient Monitoring	10.1109/JSEN.2019.2942099	2
Wu (2018)	Live Demonstration: A Wearable Wireless Medical Sensor Network System Towards Internet-of-Patients	10.1109/ICSENS.2018.8589897	3
Xue (2015)	An ECG arrhythmia classification and heart rate variability analysis system based on android platform	10.1109/Ubi-HealthTech.2015.7203323	2
Yuan (2022)	A Temperature-Compensated BLE Beacon and 802.15.4-to-BLE Translator on a Crystal-Free Mote	10.23919/EuMC50147.2022.9784300	1
Zhang (2021)	Research and design of the information collection system of human life characteristics	10.1117/12.2611261	4
Zou (2021)	Multi-physiological Parameters Integrated Medical System for Home Healthcare Application	10.1109/ASICON52560.2021.9620524	3

Tabla 7.2: Artículos descartados durante la revisión. En la columna Motivo —de descarte— se incluyen: (1) no orientado al desarrollo de antenas o medición de signos vitales; (2) recurre a una técnica invasiva; (3) no plantea o no incide en el desarrollo del software; (4) el documento es de acceso limitado o restringido. En la columna Autor se indica el apellido del autor principal y el año de publicación.