



UNIVERSIDAD DE MÁLAGA



GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

DISEÑO DE UN GLUCÓMETRO NO INVASIVO DESIGN OF A NON-INVASIVE GLUCOMETER

Realizado por
M.^a Ángeles Bentabol Brinkmann

Tutorizado por
Antonio Jesús Bandera Rubio
Camilo Andrés Ruíz Beltrán

Departamento
Tecnología Electrónica
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

MÁLAGA, SEPTIEMBRE 2021



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
GRADUADA EN INGENIERÍA DE LA SALUD

DISEÑO DE UN GLUCÓMETRO NO INVASIVO

DESIGN OF A NON-INVASIVER GLUCOMETER

Realizado por
María de los Ángeles Bentabol Brinkmann

Tutorizado por
Antonio Jesús Bandera Rubio
Camilo Andrés Ruíz Beltrán

Departamento
Tecnología Electrónica

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
MÁLAGA, SEPTIEMBRE 2021

Fecha defensa: Septiembre de 2021

Agradecimientos

Gracias en primer lugar a mi tutor Antonio Bandera por su paciencia, tiempo y dedicación en este proyecto desde el principio y durante tantos meses. También gracias a mi cotutor Camilo Ruíz por ayudarme en el laboratorio con todo lo que he necesitado.

Quiero darle las gracias a mi familia, en especial a mis padres, por empujarme a seguir y a no rendirme y por ser mi inspiración como modelo de persona.

En último lugar gracias a mis amigos y a mi pareja por apoyarme en la creación de este proyecto y por estar siempre ahí.

M.^a Ángeles Bentabol
Málaga, 2021

Índice

Agradecimientos.....	5
Índice.....	7
Índice de figuras y tablas.....	11
Resumen.....	15
Abstract.....	17
1 Introducción.....	19
1.1 Contexto actual enfermedad.....	19
1.2 Objetivos del trabajo.....	20
1.3 Estructura de la memoria.....	20
2 Nociones básicas sobre la Diabetes Mellitus.....	23
2.1 Concepto de Diabetes Mellitus.....	23
2.2 Metabolismo de los hidratos de carbono.....	23
2.3 Páncreas e insulina.....	25
2.3.1 Células beta.....	25
2.4 Tipos de diabetes.....	26
2.4.1 Diabetes de tipo I.....	26
2.4.2 Diabetes de tipo II.....	26
2.4.3 Diabetes gestacional.....	27
2.4.4 Otros tipos de diabetes.....	28
2.5 Complicaciones asociadas a la diabetes.....	28
3 Sensores para la medición de glucosa.....	31
3.1 Sistemas invasivos.....	31
3.1.1. Sensor subcutáneo.....	31
3.1.2. Implante intravenoso.....	32
3.1.3. Microdiálisis subcutánea.....	33
3.1.4. Microporo o microaguja.....	34
3.3 Sistemas no invasivos.....	34
3.3.1. Sensores ópticos.....	34
3.3.1.2 Fluorescencia.....	34
3.3.1.3 Espectroscopia de Infrarrojo Medio (MIR).....	35
3.3.1.4 Espectroscopia de Infrarrojo Cercano (NIR).....	35
3.3.2. Sensores transdérmicos.....	36

3.3.2.1 Iontoforesis inversa.....	36
3.3.2.2 Sonoforesis.....	36
4 Requisitos del diseño propuesto.....	39
4.1 Requisitos	39
4.1.1. Requisitos funcionales	39
4.1.2. Requisitos no funcionales	39
4.2 Verificación de requisitos	40
5 Diseño del prototipo.....	43
5.1 Descripción del dispositivo	43
5.1.1 Diagrama de bloques	44
5.1.2 Principios de funcionamiento	44
5.1.2.1 Espectroscopia de infrarrojo cercano (NIR).....	45
5.1.2.2 Ultrasonidos.....	48
5.1.2.3 Fotopletismografía	48
5.2 Arquitectura hardware	49
5.2.1 Selección de componentes	49
5.2.2 Diseño de la etapa de captura y acondicionamiento.....	55
5.2.2.1 Emisor óptico	55
5.2.2.2 Receptor óptico.....	58
5.2.2.3 Etapa acondicionamiento.....	59
5.2.3 Emisor ultrasonidos.....	63
5.2.4 Diseño de las placas de circuito impreso	64
5.2.4.1 Placa del circuito de ultrasonidos	65
5.2.4.2 Placa del circuito de iluminación.....	66
5.2.4.3 Placa del circuito de captura y acondicionamiento	69
5.2.5 Integración	72
5.3 Arquitectura lógica.....	73
5.4 Envolverte	77
5.4.1. Bocetos	77
5.4.2. Diseño en SolidWorks.....	81
5.5 Montaje del dispositivo físico.....	83
6 Pruebas	85
6.1 Verificación del sistema.....	85

6.2 Verificación del servicio BLE - UART	87
7 Conclusiones y líneas futuras.....	91
Referencias	93
Anexo A - Ficheros Gerber.....	99
Anexo B – Esquemáticos PCB	107
Anexo C – Presupuesto.....	111
Anexo D – Planos envolvente.....	113
Anexo E – Código microcontrolador	121
Anexo F – Instrucciones de uso	127

Índice de figuras y tablas

Figuras

Figura 1.1: Impacto presente y futuro de la diabetes en los diez países más afectados	19
Figura 2.1: Esquema anabolismo y catabolismo de la glucosa	24
Figura 2.2: Células pancreáticas	25
Figura 3.1: Componentes de un medidor de glucosa con sensor subcutáneo	32
Figura 3.2: Implante intravenoso para detección de glucosa.....	33
Figura 3.3: Espátula para la sonoforesis	37
Figura 5.1: Diagrama de bloques del sistema de medición de glucosa (elaboración propia)	44
Figura 5.2: Espectro electromagnético	45
Figura 5.3: Representación rayo de luz incidiendo en una disolución	46
Figura 5.4: Relación de la concentración de glucosa con la absorbancia de la luz..	47
Figura 5.5: Frecuencia ondas sonoras conocidas	48
Figura 5.6: Métodos de captura fotopleletismografía	49
Figura 5.7: La placa Tiny BLE y sus dos partes	54
Figura 5.8: Pines en la parte BLE de la Tiny BLE.....	54
Figura 5.9: Diseño del sistema de iluminación	57
Figura 5.10: Forma y huella del SFH 4246R	57
Figura 5.11: Circuito para amplificar la corriente del receptor óptico	58
Figura 5.12: Filtro paso banda.....	60
Figura 5.13: Divisor de tensión y seguidor de tensión para obtener la tensión V_2	60
Figura 5.14: Amplificador no inversor	61
Figura 5.15: pines amplificador TSV522AIYST	61
Figura 5.16: Circuito recepción y acondicionamiento	62
Figura 5.17: Respuesta en frecuencia del circuito de acondicionamiento	63
Figura 5.18: Representación de la respuesta en frecuencia del MA40S4S.....	63
Figura 5.19: (izquierda) Circuito de ultrasonidos (el MA40S4S se ha sustituido por su modelo equivalente); y (derecha) salida del circuito	64
Figura 5.20: Esquemático placa circuito de ultrasonidos.....	65
Figura 5.21: Layout placa circuito de ultrasonidos.....	66
Figura 5.22: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de ultrasonidos	66

Figura 5.23: Esquemático placa circuito de iluminación	67
Figura 5.24: Cara delantera Layout placa circuito iluminación	67
Figura 5.25: Cara trasera Layout placa circuito iluminación	68
Figura 5.26: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de iluminación.....	68
Figura 5.27: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de iluminación	68
Figura 5.28: Esquemático placa circuito de captura y acondicionamiento	69
Figura 5.29: Cara delantera Layout placa circuito captura y acondicionamiento.....	70
Figura 5.30: Cara trasera Layout placa circuito captura y acondicionamiento.....	70
Figura 5.31: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de captura y acondicionamiento (cara delantera)	71
Figura 5.32: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de captura y acondicionamiento (cara trasera)	71
Figura 5.33: Disposición placas dentro de la envolvente (elaboración propia)	72
Figura 5.34: Cableado entre los elementos del dispositivo.....	73
Figura 5.35: Diagrama flujo main del código del microcontrolador (elaboración propia)	76
Figura 5.36: Boceto carcasa inferior envolvente.....	78
Figura 5.37: Detalles pivotes de cierre de la carcasa inferior	78
Figura 5.38: Boceto carcasa superior envolvente.....	79
Figura 5.39: Detalles pivotes de cierre carcasa superior	79
Figura 5.40: Pared intermedia superior (arriba) y pared intermedia inferior (abajo) 80	
Figura 5.41: Boceto vista general del conjunto de la envolvente.....	81
Figura 5.42: Visualización en SolidWorks de la carcasa superior	81
Figura 5.43: Visualización en SolidWorks de la carcasa inferior	82
Figura 5.44: Visualización en SolidWorks de la pared intermedia superior	82
Figura 5.45: Visualización en SolidWorks de la pared intermedia inferior	82
Figura 5.46: Visualización en SolidWorks del ensamblaje del conjunto	83
Figura 5.47: Placas con los elementos soldados.....	83
Figura 5.48: Resultado final del prototipo físico.....	84
Figura 6.1: Aplicación nRF connect.....	87
Figura 6.2: Captura dispositivos disponibles	87
Figura 6.3: Servicios y atributos del dispositivo	88
Figura 6.4: Servicios del dispositivo	88

Figura 6.5: dispositivo recibiendo datos (izquierda), valor de la glucosa registrado en nRF (derecha).89

Tablas

Tabla 4.1: Verificación requisitos funcionales40

Tabla 4.2: Verificación requisitos no funcionales41

Tabla 5.1. Chipsets Bluetooth de distintos fabricantes.....51

Tabla 5.2. Periféricos52

Tabla 5.3: Principales características del SFH 4246R56

Tabla 5.4: Características fotodiodo VBP104FASR.....58

Tabla 6.1: Datos obtenidos de los pacientes sin altavoz de ultrasonidos85

Tabla 6.2: Datos obtenidos de los pacientes con altavoz de ultrasonidos86

Resumen

La glucosa es la principal fuente de energía de nuestro cuerpo, obtenida del procesado de los alimentos ingeridos. Dicha molécula entra en las células para poder ser utilizada por estas gracias a una hormona llamada insulina, segregada por el páncreas. La diabetes es una enfermedad que surge debido a la ausencia, o el uso inadecuado, de dicha hormona. Sin suficiente insulina, la glucosa permanece en la sangre, y su exceso puede causar problemas serios a muchos niveles del organismo.

Distinguimos tres tipos de diabetes principales: la de tipo I, en la que el cuerpo no produce insulina; la de tipo II, que es la más común, en la que el cuerpo no produce insulina o no la usa de manera adecuada y la diabetes gestacional, que produce una hiperglucemia debida al embarazo.

El problema con la diabetes es realmente serio. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) el número de casos de diabetes en el mundo se ha cuadruplicado desde 1990, llegando a 442 millones de adultos que la padecen, es decir, una de cada once personas.

Al ser una enfermedad tan común, se han desarrollado muchos métodos para su detección de una forma cada vez más cómoda. En ese contexto nace este Trabajo Fin de Grado, cuyo objetivo es el diseño de un dispositivo de medición del nivel de glucosa. Estará compuesto por un sensor de tipo no invasivo, un sistema de acondicionamiento, y un sistema de procesamiento digital. Permitirá conocer el nivel de glucosa en sangre en el momento en el que desee, sin dolor y sin necesidad de consultar a un médico. El diseño se basará en el trabajo defendido en el curso 2019/20 por el ingeniero Rafael Luque García. Frente a este dispositivo se modificará principalmente la parte de procesamiento digital y visualización, aunque también se rediseñará el módulo de captura para conseguir un dispositivo de menor tamaño.

Palabras Clave: glucosa, ultrasonido, diabetes, BLE, glucómetro

Abstract

Glucose is the main source of energy in our body, obtained from the processing of ingested food. This molecule enters the cells to be used by them thanks to a hormone called insulin, secreted by the pancreas. Diabetes is a disease that appears due to the absence or incorrect use of this hormone. Without enough insulin, glucose remains in the blood, and its excess can cause serious problems at many levels of the organism.

We distinguish three main types of diabetes: type I diabetes, in which the body does not produce insulin; type II, which is the most common, in which the body does not produce insulin or does not use it properly, and gestational diabetes, which produces hyperglycemia due to pregnancy.

The issue with diabetes is so serious. According to the World Health Organization (WHO), the number of cases of diabetes in the world has quadrupled since 1990, reaching 442 million adults who suffer from it, which means one in eleven people.

Being such a common disease means that many methods have been developed for its detection in an increasingly comfortable way. It is under this context, where this Final Project finds place, whose objective is the design of a device for measuring the level of glucose. It will be composed of a non-invasive sensor, a conditioning system, and a digital processing system. The device will allow to know the level of glucose in the blood at the time desired, without pain and without the need to consult a doctor. The design will be based on the work defended in the 2019/20 academic year by the engineer Rafael Luque García. Of this device, the digital processing and display part will be modified, and the capture module will also be redesigned to achieve a smaller device.

Keywords: glucose, ultrasound, diabetes, BLE, glucometer

1 Introducción

1.1 Contexto actual enfermedad

La diabetes es una de las grandes pandemias del siglo XXI debido al incremento que ha experimentado entre todos los sectores de la población, consecuencia directa de una serie de factores como la mala alimentación o el sedentarismo. Según el atlas de la diabetes de la IDF (International Diabetes Federation, 2019) esta enfermedad apunta a unas cifras muy preocupantes en el futuro, mostrando datos tales como que 1 de cada 11 adultos sufre diabetes en el mundo (lo que supone unos 400 millones de personas) o que 1 de cada 2 adultos con diabetes no han sido diagnosticados.

En la Figura 1.1, con los datos aportados por el mencionado atlas de la diabetes, se puede observar el presente y futuro de la diabetes en los países en los que se espera un impacto más duro.

2019			2030			2045		
Orden	País o territorio	Cantidad de personas con diabetes (en millones)	Orden	País o territorio	Cantidad de personas con diabetes (en millones)	Orden	País o territorio	Cantidad de personas con diabetes (en millones)
1	China	116,4 (106,6-145,7)	1	China	140,5 (130,3-172,3)	1	China	147,2 (134,7-176,2)
2	India	77,0 (62,4-96,4)	2	India	101,0 (81,6-125,6)	2	India	134,2 (108,5-165,7)
3	Estados Unidos	31,0 (26,7-35,8)	3	Estados Unidos	34,4 (29,7-39,8)	3	Pakistán	37,1 (15,8-58,5)
4	Pakistán	19,4 (7,9-30,4)	4	Pakistán	26,2 (10,9-41,4)	4	Estados Unidos	36,0 (31,0-41,6)
5	Brasil	16,8 (15,0-18,7)	5	Brasil	21,5 (19,3-24,0)	5	Brasil	26,0 (23,2-28,7)
6	México	12,8 (7,2-15,4)	6	México	17,2 (9,7-20,6)	6	México	22,3 (12,7-26,8)
7	Indonesia	10,7 (9,2-11,5)	7	Indonesia	13,7 (11,9-14,9)	7	Egipto	16,9 (9,0-19,4)
8	Alemania	9,5 (7,8-10,6)	8	Egipto	11,9 (6,4-13,5)	8	Indonesia	16,6 (14,6-18,2)
9	Egipto	8,9 (4,8-10,1)	9	Bangladesh	11,4 (9,4-14,4)	9	Bangladesh	15,0 (12,4-18,9)
10	Bangladesh	8,4 (7,0-10,7)	10	Alemania	10,1 (8,4-11,3)	10	Turquía	10,4 (7,4-13,3)

Figura 1.1: Evolución de la diabetes en algunos países (atlas de la diabetes de la IDF) (International Diabetes Federation, 2019)

A la vista de esta tabla se aprecia, por ejemplo, que en la India se espera una subida de casi el doble del número de enfermos de diabetes en los próximos 26 años.

En España los datos son igualmente preocupantes. Si en 1993 sólo un 4.1% de la población española era diabética y en el 2001, 8 años después, ese dato ascendía

hasta un 5.6%, hoy en día el dato muestra que un 13.8% de los españoles la padecen. Este dato empeora si nos centramos en el tramo de edad de entre 61 y 75 años, en el que un 42.4% de los hombres y un 29.8% de las mujeres son diabéticos. Además, sólo un 50% de la población ha sido diagnosticado de ello. (Novo Nordisk Farmacéutica, 2016)

1.2 Objetivos del trabajo

El objetivo de este Trabajo Fin de Grado es el diseño de un glucómetro no invasivo que permitirá tomar mediciones y enviar los datos, en directo, a un dispositivo móvil. Para cumplir dicho objetivo es necesario el cumplimiento de una serie de subobjetivos que son:

- Analizar en profundidad el funcionamiento fisiológico de la diabetes para saber exactamente qué debe hacer el dispositivo.
- Determinar la metodología de trabajo en lo que respecta al tipo de medida y tipo de sensor.
- Diseño de un dispositivo de tamaño reducido y que permita la carga portátil para facilitar su uso.
- Implementación del hardware del dispositivo mediante el diseño del circuito, incluyendo la parte de acondicionamiento en una placa de circuito impreso, y el montaje físico de este.
- Diseño de la envolvente del dispositivo
- Diseño del software que ejecutará el dispositivo
- Validar el dispositivo
- Conectar el dispositivo por bluetooth a un smartphone para visualizar los datos

1.3 Estructura de la memoria

Para satisfacer el objetivo final se deberán cumplir los subobjetivos que han sido marcados en el Apartado anterior. Dicho cumplimiento se refleja en esta memoria, estructurada de la siguiente manera:

- Capítulo 1: Introducción. Se detalla el contexto actual de la diabetes y los objetivos a cumplir.

- Capítulo 2: Fisiología de la diabetes. Se trata de responder a preguntas como qué es la diabetes, cómo funciona o cómo se trata.
- Capítulo 3: Se describen los sistemas de medición de glucosa, distinguiendo entre sistemas invasivos, no invasivos y mínimamente invasivos.
- Capítulo 4: Descripción de los requisitos del glucómetro propuesto y de las pruebas que permiten la verificación de cada uno de estos requisitos.
- Capítulo 5: Desarrollo del prototipo a nivel de hardware y software.
- Capítulo 6: Pruebas de verificación y de validación del prototipo.
- Capítulo 7: Conclusiones y líneas futuras. Cumplimiento de requisitos y futuras mejoras del prototipo diseñado.

2 Nociones básicas sobre la Diabetes Mellitus

2.1 Concepto de Diabetes Mellitus

Podemos definir la diabetes mellitus como el conjunto de enfermedades o patologías caracterizadas por altos niveles en sangre de una molécula llamada glucosa. Esta presencia excesiva estará a su vez provocada por niveles bajos de una hormona llamada insulina. Se habla de enfermedades en plural debido a que existen múltiples tipos de diabetes, entre las que destacan las de tipo I y tipo II, pero también hay otros múltiples casos, como la diabetes gestacional. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

Para entender correctamente la definición dada de la diabetes, primero debe ser entendido el funcionamiento del metabolismo de la glucosa y las funciones y mecanismos de la insulina dentro de este.

2.2 Metabolismo de los hidratos de carbono

Los hidratos de carbono son moléculas simples que desempeñan funciones variadas, entre las que destaca su papel fundamental en el ciclo energético de los seres vivos. La unidad funcional de los hidratos de carbono son los monosacáridos, los cuales son muy variados. El más importante es la glucosa, abundante en la naturaleza y con una participación indispensable en el metabolismo celular. (Feduchi Canosa, Romero Magdalena, Yáñez Conde, & García - Hoz Jiménez, 2021)

Se define el metabolismo como el conjunto de reacciones químicas que tienen lugar en un organismo o ser vivo con distintas finalidades, como la obtención de energía o la síntesis de nuevas moléculas. Las rutas implicadas en el metabolismo se dividen en dos fases: el catabolismo y el anabolismo. El catabolismo es la fase degradativa, en la que se queman las moléculas ingeridas para obtener energía química en diversas formas como, por ejemplo, desde el adenosín trifosfato (ATP). Por otra parte, el anabolismo es la fase creadora o biosintetizadora, a partir de la cual se sintetizan moléculas compuestas como ácidos nucleicos o polisacáridos. Ambos procesos mencionados están relacionados de forma que el catabolismo le aporta al anabolismo la energía necesaria para sintetizar las moléculas mencionadas. (Feduchi Canosa, Romero Magdalena, Yáñez Conde, & García - Hoz Jiménez, 2021)

Una vez definido el concepto básico del metabolismo, se puede definir el metabolismo concreto de los hidratos de carbono y, por tanto, de la glucosa.

El metabolismo de los hidratos de carbono es un conjunto de rutas metabólicas de diversos hidratos, principalmente de la glucosa. Las rutas principales son la glucólisis, ruta degradativa de la glucosa para obtener energía, y la gluconeogénesis, principal ruta anabólica para sintetizar glucosa. (Feduchi Canosa, Romero Magdalena, Yáñez Conde, & García - Hoz Jiménez, 2021)

En lo que respecta a la diabetes, es importante la ruta de la glucólisis, ya que es en la que se digieren las moléculas mediante enzimas específicas.

Sintetizando, la glucólisis es el conjunto de diez reacciones que degradan la glucosa hasta obtener dos moléculas de piruvato, dos moléculas de ATP, dos de NADH (nicotín adenín dinucleótido) y dos de H⁺ (moléculas energéticas) por cada molécula de glucosa. Este proceso se encuentra catalizado por múltiples enzimas, pero en este tema destaca la fosfofructoquinasa-2, que está controlada por la hormona insulina de la cual se va a hablar a continuación. (Feduchi Canosa, Romero Magdalena, Yáñez Conde, & García - Hoz Jiménez, 2021)

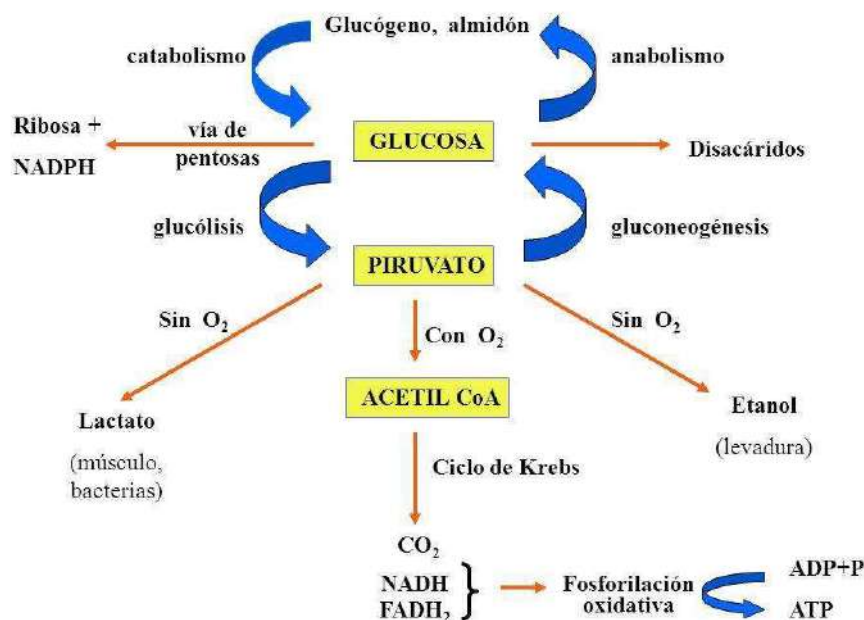


Figura 2.1: Esquema anabolismo y catabolismo de la glucosa (Feduchi Canosa, Romero Magdalena, Yáñez Conde, & García - Hoz Jiménez, 2021)

2.3 Páncreas e insulina

El páncreas es un órgano que desempeña un papel muy importante en la regulación del metabolismo de carbohidratos, lípidos y proteínas. Concretamente esta regulación la realizan unas sustancias segregadas por agrupaciones de células llamados islotes pancreáticos. Dependiendo de las células que los compongan, segregan una hormona u otra. Se componen de cuatro tipos de células: las células β (forman entre un 60 y un 80% del total), que producen insulina; las células α (10 al 20%), que producen glucagón; las células δ (5%), productoras de somatostatina y las células PP (1%), que producen el polipéptido pancreático (1%). En el ser humano existe entre las tres primeras sustancias mencionadas la siguiente relación: la insulina inhibe la secreción de glucagón, el glucagón estimula la secreción de insulina y la somatostatina inhibe la secreción de las dos anteriores. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

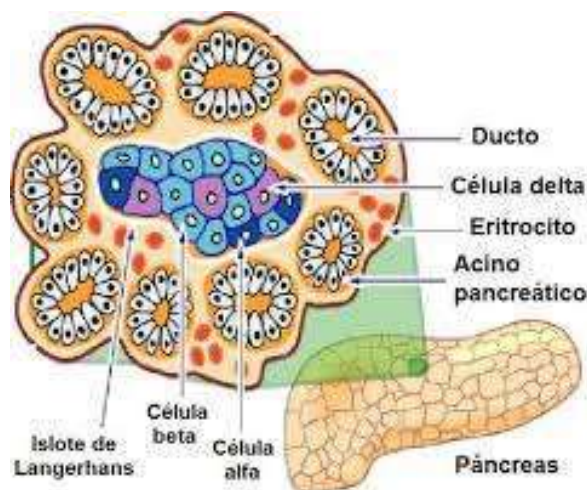


Figura 2.2: Células pancreáticas (Galiana Llinares, 2017)

En el contexto de este trabajo, las células a destacar son las beta ya que son las encargadas de mantener la homeostasis de la glucosa. Se muestran junto con los demás tipos en la Figura 2.2.

2.3.1 Células beta

Las células beta disponen de mecanismos capaces de detectar los cambios en los niveles de nutrientes, neurotransmisores y hormonas, pero su principal función es segregar la hormona insulina que regula la concentración de glucosa en la sangre. La insulina es la única hormona del cuerpo humano capaz de disminuir los niveles de glucosa en sangre y, por tanto, la degeneración de las células beta es la base de todos

los tipos de diabetes. Por todo esto, para comprender la diabetes, es necesario comprender los mecanismos de regulación de la síntesis y secreción de la insulina. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

La masa de células beta se regula mediante tres mecanismos: disminuyen con la apoptosis o muerte celular, surgen por división mitótica de células beta preexistentes o neogénesis, es decir, surgen a partir de células precursoras. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

En resumen, una disminución o agotamiento de las células beta, provoca una disminución de la secreción de insulina, y con ello, la aparición de picos de glucosa en la sangre graves.

2.4 Tipos de diabetes

2.4.1 Diabetes de tipo I

La diabetes de tipo I se caracteriza por una deficiencia absoluta de insulina. La causa general de esta deficiencia es que el propio sistema inmunitario del cuerpo destruye por error las células beta productoras de la insulina. Otras causas pueden ser la tendencia genética a padecerla o la exposición a determinados virus como la rubéola y a otros factores como toxinas ambientales o determinados alimentos, como la leche de vaca a temprana edad. Tiene una variación estacional, con un incremento de la tasa de inicio durante el otoño e invierno. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

Los síntomas de la diabetes de tipo I están relacionados con una hiperglucemia de días o semanas de evolución. Entre estos síntomas encontramos pérdida de peso, producción excesiva de orina, hambre incontrolable, debilidad, fatiga, etc. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

Respecto al perfil del paciente, la gran mayoría se sitúan entre los 16 y 18 años de edad. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

2.4.2 Diabetes de tipo II

Este tipo de diabetes se caracteriza por el deterioro progresivo de la función de las células beta asociado a la pérdida de su masa celular. Tiene un claro carácter

genético. Es el resultado de una herencia genética debida a un conjunto de genes y en presencia de determinados factores de riesgo como la obesidad. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

La diabetes de tipo II está muy relacionada con el concepto de resistencia a la insulina, que se refiere a la disminución de la capacidad de la insulina para ejercer sus efectos biológicos en los tejidos diana. Implica la degradación de la capacidad de la insulina de estimular el tejido muscular esquelético para que utilice la glucosa y, en el tejido adiposo, la reducción de lipólisis, provocando la acumulación de ácidos grasos libres. Esto último, provoca la reducción de los efectos supresores de la glucosa hepática por parte de la insulina. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

La mayoría de los pacientes con diabetes de tipo II son obesos con acumulación de grasa visceral. En estas acumulaciones existe mucha circulación de ácidos grasos libres y un aumento de las citoquinas proinflamatorias, por ello las personas obesas tienden a padecer inflamación crónica. Dicha inflamación es lo que relaciona a la diabetes de tipo II con los factores responsables de la resistencia a la insulina como una dieta rica en grasas, actividad física reducida, tabaco, alcohol o embarazo. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

Los síntomas de la diabetes de tipo II se presentan de manera débil durante semanas y meses e incluso puede aparecer hiperglucemia en pacientes asintomáticos. Esto último es el gran problema de este tipo de diabetes, ya que se diagnostica con años de retraso. Concretamente se conoce que, en el momento del diagnóstico, la insulina ha perdido un 50% de su capacidad y dicha pérdida se inició entre 10 y 12 años antes de dicho diagnóstico. Por ello es por lo que se mencionó al principio del trabajo que hasta un 50% de los pacientes que padecen diabetes de tipo II no son conscientes de ello. (Massó & Escobar Jiménez, 2009)

2.4.3 Diabetes gestacional

Este tipo de diabetes aparece durante el embarazo en mujeres embarazadas que no padecían esta enfermedad previamente. En algunos casos puede afectar en más de un embarazo. En general aparece a mitad del embarazo. (Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades, 2020)

Se puede controlar con alimentación saludable y ejercicio regular, aunque en casos excepcionales se le suministra insulina a la paciente.

El azúcar mal controlado en sangre debido a la diabetes gestacional puede conllevar problemas en la madre y en el neonato tales como un bebe muy grande que puede provocar problemas en el parto, requerimiento de cesárea para el nacimiento, presión arterial alta o un bajo nivel de azúcar en la sangre en el bebé cuando nace. (Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades, 2020) (Colino, 2020)

2.4.4 Otros tipos de diabetes

- Diabetes relacionada con Fibrosis Quística: la fibrosis quística afecta a múltiples órganos, entre ellos al páncreas, lo que puede conllevar el desarrollo de la diabetes. (Colino, 2020)
- Diabetes MODY: producida por defectos genéticos de las células beta. Se deben a un defecto en la secreción de insulina, no afectándose a su acción. Se hereda de manera autosómica dominante. (Colino, 2020)
- Diabetes secundaria a medicamentos: algunos medicamentos como los glucocorticoides y los inmunosupresores pueden alterar la secreción o la acción de la insulina. (Colino, 2020)
- Diabetes LADA: es un tipo de diabetes que consiste en que un paciente con diabetes de tipo II, presenta los anticuerpos positivos de la diabetes de tipo I. Sigue en investigación, pero ya se recomienda el tratamiento con insulina en algunos casos. (Laboratorios Cinfa, s.f.)

2.5 Complicaciones asociadas a la diabetes

Además de la hiperglucemia que conlleva la diabetes, los pacientes que la padecen pueden sufrir varias afecciones graves. Dichas afecciones son:

- Enfermedades cardiovasculares: la hiperglucemia aumenta el riesgo de sufrir complicaciones cardiovasculares como la angina de pecho, el infarto de miocardio, el derrame cerebral, la enfermedad arterial periférica o la insuficiencia cardíaca. Este tipo de patologías son las más comunes y las más graves que conlleva la diabetes. Dos de cada tres pacientes diabéticos,

especialmente de diabetes tipo II, mueren por alguna de las complicaciones mencionadas. (Laboratorios Cinfa, s.f.)

- Enfermedad ocular: las personas diabéticas presentan más riesgo de padecer ceguera a lo largo de su vida. Sin embargo, no es común que ocurra. Otro tipo de enfermedades oculares que si suceden más son: el glaucoma, las cataratas y la retinopatía diabética, que consiste en que los niveles altos de glucemia aumentan el riesgo de que la red de vasos que riegan la retina se bloquee y provoque una pérdida de visión progresiva o súbita o incluso un desprendimiento de la retina. (Laboratorios Cinfa, s.f.)
- Enfermedad renal: el riñón se puede ver también afectado por la diabetes ya que deteriora los pequeños vasos sanguíneos provocando que sean menos eficientes o fallen por completo. Esta complicación tampoco es muy común. (Laboratorios Cinfa, s.f.)
- Lesiones nerviosas: la diabetes puede dañar los nervios de todo el cuerpo, provocando problemas de digestión, incontinencia urinaria e impotencia, pero las áreas más afectadas en este aspecto son las extremidades, en especial los pies. En este caso puede provocar hasta pérdida de sensibilidad llevando a la amputación del miembro. (Laboratorios Cinfa, s.f.)
- Problemas de piel: estos problemas suelen ser los primeros indicativos de que un paciente es diabético. Pueden ir desde infecciones cutáneas por bacterias u hongos, hasta picazón y erupciones. Existen otros problemas de personas con diabetes como dermatopatía diabética, necrobiosis lipoídica diabética o ampollas diabéticas.

3 Sensores para la medición de glucosa

La diabetes es una enfermedad que, como ya ha sido mencionado, necesita un control continuado de los valores de glucosa para que el paciente pueda llevar una vida con normalidad. En este punto es donde surgen los medidores de glucosa.

Encontramos principalmente dos grupos de medidores de glucosa dependiendo del tipo de sensor que emplean:

- Sensor continuo: incluimos en este grupo a los medidores no invasivos, invasivos y mínimamente invasivos, que serán explicados a continuación. Mide la glucosa de manera continuada, cada cierto periodo de tiempo.
- Sensor discreto: principalmente glucómetro con pinchazo dedo y tiras reactivas de orina (Oliver, Toumazou, Cass, & Johnston, 2009). Miden de manera puntual el nivel de glucosa.

Este Trabajo Fin de Grado se centra en los continuos, concretamente en los no invasivos, ya que es el tipo del prototipo implementado.

3.1 Sistemas invasivos

Los sistemas invasivos son aquellos que para su uso deben perforar la piel, aunque sea mínimamente. Relacionados con la medición de glucosa encontramos cuatro tipos de sensores invasivos: microdiálisis, sensor subcutáneo, microporo e implante intravenoso (Wang & Lee, 2015).

3.1.1. Sensor subcutáneo

Se componen de un sensor que posee un filamento flexible que se inserta debajo de la piel y un transmisor que envía la información a un monitor que muestra la lectura. Se muestra la forma en la Figura 3.1.

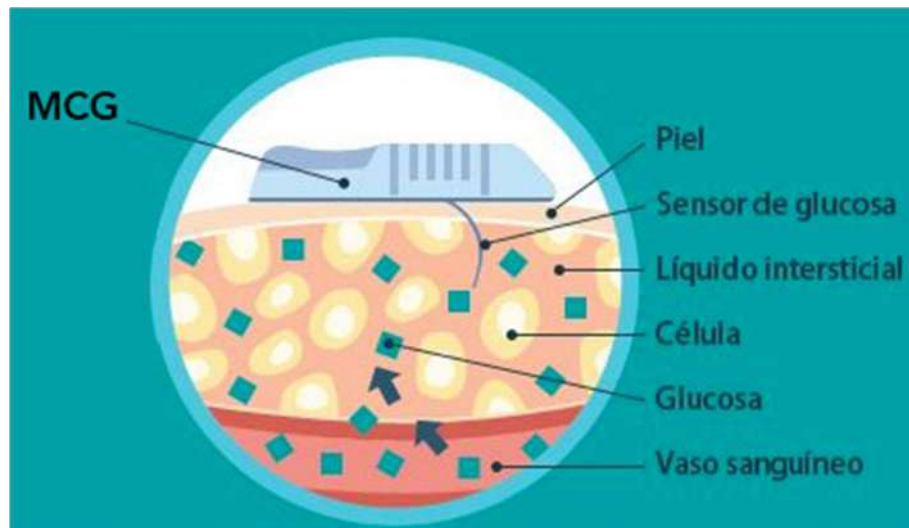


Figura 3.1: Componentes de un medidor de glucosa con sensor subcutáneo (Novo Nordisk Farmacéutica, s.f.)

El mecanismo consiste en que se inserta el sensor bajo la piel mediante una aguja guía que se retira y desecha una vez que el sensor queda bajo la piel. El transmisor va conectado a este sensor y queda por fuera de la piel, en la superficie. Tienen una duración de seis a catorce días dependiendo del modelo empleado y se puede colocar en abdomen, nalga o brazo (Novo Nordisk Farmacéutica, 2016).

3.1.2. Implante intravenoso

Se trata de un sistema de detección de los niveles de glucosa que se implanta debajo de la piel. Consiste en un sensor de pequeño tamaño, con una forma parecida a una píldora como se muestra en la Figura 3.2. Es una variación del subcutáneo mencionado previamente. Esta opción presenta un futuro prometedor, aunque no cuenta aún con aplicaciones en el mercado.



Figura 3.2: Implante intravenoso para detección de glucosa (Renard, 2008).

Presenta varias ventajas en contra del subcutáneo normal: reduce el impacto de la invasividad debido a que es implantado y se utiliza a más largo plazo, necesita ser calibrado de manera menos frecuente, se encuentra en un entorno tisular más estable y además es útil para conectarlo a una bomba de insulina en caso de ser necesario.

La mayor desventaja que presenta son los fallos de la biointerfaz, es decir, la reacción adversa de los tejidos que lo rodean cuando se implanta y el desgaste que supone que esté en contacto con el flujo sanguíneo (Renard, 2008).

3.1.3. Microdiálisis subcutánea

La microdiálisis es una técnica que permite seguir los cambios en sustancias presentes en cualquier compartimento extracelular. Consiste en el intercambio de moléculas a través de una membrana porosa, siguiendo gradientes de concentración, lo que permite extraer o introducir sustancias en matrices químicas complejas. Es útil para controlar sustancias presentes en el organismo, como la glucosa en este caso. Se puede realizar en cualquier tejido o fluido biológico por lo que permite analizar el nivel de glucosa a nivel tisular y sanguíneo.

El método más empleado para la microdiálisis subcutánea es el uso de una cánula de muy simple diseño y fácil fabricación. Son de acero inoxidable y las uniones se realizan con epoxi.

La microdiálisis es un método que no causa ni riesgos ni molestias en los sujetos y se puede dializar continuamente durante el tiempo deseado. Una vez retirada la cánula además no quedan marcas en el paciente (Páez, Mazei - Dávila, & Hernández, 2003).

3.1.4. Microporo o microaguja

Esta técnica consiste en el uso de un láser o ultrasonido para crear agujeros microscópicos en la piel humana. El fluido intersticial que contiene la glucosa tiende a pasar a través de estos microporos hacia un sensor de glucosa de tipo tradicional (sensor subcutáneo) puesto en contacto con la piel donde se hicieron estos poros, tomando así una medida de la glucosa directa y efectiva.

Se trata de una técnica mínimamente invasiva ya que las heridas son microscópicas y por tanto sanan rápido y son prácticamente indoloras.

En la actualidad no se han encontrado desventajas excepto que toma las medidas del fluido intersticial y estas pueden diferir de las que se tomen en sangre (Guevara Codina, 2008).

3.3 Sistemas no invasivos

Son aquellos que actúan desde el exterior del cuerpo, es decir, no es necesario penetrar en el organismo para emplearlo. Se dividen en ópticos y transdérmicos (Wang & Lee, 2015). A su vez estos dos tipos se subdividen en distintas técnicas que va a ser descritas. Estos son los sistemas que más interesan en este proyecto ya que el glucómetro diseñado es no invasivo de tipo óptico.

3.3.1. Sensores ópticos

Se trata de sensores que cuentan con un transductor óptico. Estos usan la luz en frecuencias variables para detectar los niveles de glucosa del organismo, usando las distintas propiedades que posee la luz para interactuar con moléculas de diversas sustancias: reflexión, dispersión y absorción. Destacan la fluorescencia y la espectroscopia de infrarrojo medio y cercano.

3.3.1.2 Fluorescencia

Este sensor se implanta en forma de fibra óptica de medio milímetro de radio. En su interior se encuentre un hidrogel fluorescente que se activa en presencia de la glucosa

de la sangre de manera que, si el sensor está en un entorno con concentración de glucosa elevada, se iluminará y el paciente podrá ver la zona del implante encendida y ser consciente de cuando hay niveles de esta molécula elevados.

La ventaja principal es que es un implante muy pequeño que puede ser fácilmente inyectado bajo la piel y extraído con unas pinzas como si fuera una astilla.

Además, como no necesita oxígeno para funcionar, la autonomía del sensor y la fiabilidad de su medida llega hasta 140 días (J. Velasco, 2011).

3.3.1.3 Espectroscopia de Infrarrojo Medio (MIR)

Una espectroscopia consiste en el estudio de la interacción de la radiación electromagnética con la materia. (Sánchez Alonso, 2014).

La espectroscopia de infrarrojo medio se efectúa en el rango de longitud de onda de 2.5 a 50 μm . La región especialmente atractiva es la de 2,5 a 5 μm ya que ahí se encuentra un valle entre dos regiones de fuerte absorción debido al agua, permitiendo profundidades de penetración muy grandes, conteniendo picos de absorción de glucosa a 2.13, 2.27 y 2.34 μm .

La desventaja que presenta es que la instrumentación que se emplea es más cara que en el cercano ya que las fibras, que exigen buena transmisión en esta región, son de materiales más caros, más frágiles y menos flexibles como el zafiro (Guevara Codina, 2008).

3.3.1.4 Espectroscopia de Infrarrojo Cercano (NIR)

Esta técnica aprovecha la denominada ventana terapéutica, que es la zona del espectro en la que la mayor parte del tejido tiene una absorción débil y permite una penetración de la luz muy buena. Esto se debe a que a longitudes de ondas cortas existe más absorción por parte de los pigmentos de la piel y de la sangre. Se presenta al absorber luz infrarroja con una longitud de onda igual a 2.9 μm .

La concentración de glucosa puede estimarse midiendo las variaciones de intensidad de la luz que se refleja en el tejido que la contiene. Las ventajas de estas técnicas es que la transmisión por el tejido es muy buena y se puede emplear fibra óptica que facilita el diseño de las ondas y abarata los costes de materiales.

Una desventaja es que las bandas de absorción de glucosa son débiles en esta región y puede ser difícil adquirir datos con una relación señal ruido que permita mediciones fieles (Guevara Codina, 2008).

3.3.2. Sensores transdérmicos

Son un tipo de sensor que se caracterizan por forzar mediante algún método el paso de líquido intersticial a través de la piel para poder medir su concentración de glucosa, pero sin llegar a ser un método invasivo (Vidal - Ríos, Rodríguez, & Figuerola , 2017). Destacamos dos tipos: la iontoforesis inversa y la sonoforesis.

3.3.2.1 Iontoforesis inversa

Es una técnica que emplea energía para extraer fluidos del cuerpo sin ser invasiva. Consiste en aplicar una corriente eléctrica baja a través de la piel mediante electrodos para que las especies cargadas y no cargadas atraviesen la dermis. Una vez extraído el líquido se mide su contenido en glucosa con cualquier otro medidor mencionado.

La piel está cargada negativamente y por tanto es permeable a cationes, el flujo producido por esta técnica transporta moléculas neutras, como la glucosa.

Presenta las ventajas de que el suministro de oxígeno no es un factor limitante y que permite obtener una medida de la glucosa muy fiel sin dañar al paciente (Oliver, Toumazou, Cass, & Johnston, 2009).

3.3.2.2 Sonoforesis

Es una técnica que se emplea de manera complementaria a la iontoforesis inversa ya que consiste en aplicar ultrasonido a la piel para volverla más permeable, lo que permite extraer el fluido mediante la técnica mencionada de manera más rápida y fácil. Se produce porque las ondas de ultrasonido estimulan las vibraciones dentro de la epidermis y aumentan la energía cinética de las moléculas que forman la piel. Crea agujeros en la piel que permite que los fluidos entren y salgan del cuerpo. Se trata de un método localizado, no invasivo y rápido por lo que presenta muchas ventajas. (Sampath Kumar, Bhowmik, & Komala, 2013)

En la Figura 3.3. se muestra el instrumento que se emplea para la realización de la sonoforesis.

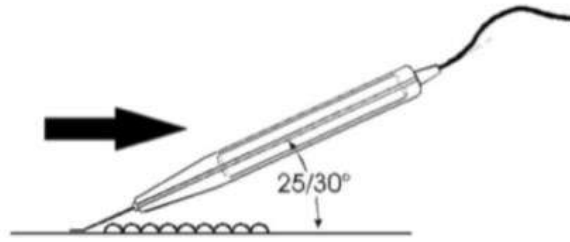


Figura 3.3: Espátula para la sonoforesis. (Termia Deep, 2021)

4 Requisitos del diseño propuesto

4.1 Requisitos

En este apartado se definen los requisitos del proyecto planteado, es decir, las normas o reglas para la creación del producto, así como la descripción del mismo. Se dividen en requisitos funcionales y no funcionales.

4.1.1. Requisitos funcionales

Los requisitos funcionales de un sistema definen los servicios que prestará el dispositivo, la forma en la que funcionará. Relacionados con este proyecto encontramos los siguientes requisitos funcionales:

- R1. El dispositivo proporcionará una medida del nivel de glucosa
- R2. La medida del nivel de glucosa se llevará a cabo usando fotopleletismografía en el infrarrojo cercano
- R3. La transmisión de las medidas se realizará mediante bluetooth de baja energía o BLE hacia un dispositivo externo
- R4. Los datos no se almacenarán en ninguna base de datos después de ser transmitidos.
- R5. El sistema será compatible con dispositivos móviles y ordenadores de sobremesa.

4.1.2. Requisitos no funcionales

Los requisitos no funcionales son aquellos que se relacionan con el diseño y la implementación del producto, es decir, como es. Los de este proyecto son:

- NR1. El dispositivo tendrá un funcionamiento sencillo
- NR2. El dispositivo será de tamaño reducido para mayor comodidad
- NR3. El sistema contará con una envolvente que englobe todos los elementos del dispositivo
- NR4. El sistema será capaz de tomar las medidas en periodos de tiempo inferiores a 20 segundos
- NR5. El tiempo de aprendizaje del sistema por un usuario será menor a media hora
- NR6. El dispositivo contará con un manual de instrucciones para el usuario

NR7. El tiempo para iniciar o reiniciar el sistema no podrá ser mayor a cinco minutos

NR8. El dispositivo se alimentará desde una batería tipo power-bank.

NR9. El desarrollo software se gestionará mediante la herramienta web Mbed.

4.2 Verificación de requisitos

La verificación de requisitos consiste en un conjunto organizado de comprobaciones para evaluar si un producto es acorde al modelo establecido en la captura de requisitos.

Se recoge en la Tabla 4.1. la verificación de los requisitos funcionales y en la Tabla 4.2. la de los no funcionales.

Requisito	Verificación
R1	Se pueden verificar atendiendo al diseño que se presenta en el Capítulo 5 de esta memoria: el sistema usará una técnica que ha sido propuesta para medir el nivel de glucosa en sangre de forma no invasiva, y contará en su diseño con un LED que permitiría trabajar en el infrarrojo cercano (940 nm).
R2	
R3	También se puede verificar atendiendo al diseño del sistema: en nuestro prototipo se usará el ARM Cortex-M0 nRF51822 de Nordic, que cuenta con un transceptor de 2.4GHz. Usando esta funcionalidad, y la API para BLE del sistema operativo MBED, se diseñará un programa software que implementará un servicio UART de BLE.
R4	En este diseño software no se contempla el almacenamiento de los datos pues, como se ha comentado, el ARM emulará un terminal serie, transmitiendo los datos capturados del sensor hacia el procesador externo usando BLE.
R5	Este esquema es compatible con cualquier dispositivo móvil u ordenador de sobremesa que disponga de conectividad BLE para recibir los datos

Tabla 4.1: Verificación requisitos funcional

Requisito	Verificación
NR1	Debido al diseño del prototipo realizado en el Capítulo 5, el usuario solo deberá introducir el dedo en el dispositivo y la medida se realizará sola.
NR2	El diseño de placas de circuito impreso que se presenta en el mismo diseño del prototipo, en el apartado 5.2.4., se ha realizado con componentes de tamaño muy reducido y amplificadores operacionales para que el dispositivo sea de un tamaño menor a 10 centímetros en cada dimensión.
NR3	Se presenta su implementación en el apartado 5.4. del Capítulo 5 de esta memoria.
NR4	Con el diseño del código del microcontrolador del Capítulo 5 apartado 5.3, se establece que el tiempo entre periodos de muestreo es de cuatro milisegundos. Por lo que las mediciones se realizarán cada periodos muy cortos.
NR5	Se agrega al final de esta memoria, en el Anexo F, un manual de instrucciones para el usuario que consta de tres sencillos pasos que serán fáciles de aprender en poco tiempo.
NR6	Como se ha mencionado en la anterior verificación, contará con un manual de instrucciones en el Anexo F para un fácil manejo del dispositivo por parte del usuario.
NR7	Al ser un dispositivo sencillo, el tiempo que tardar en iniciarse es corto debido a que no tiene un excesivo número de elementos que inicializar.
NR8	Para una mayor comodidad del usuario, el dispositivo incluirá una batería tipo power bank que conecta con la Tiny – BLE, evitando así el tener el glucómetro conectado a un ordenador y que sea portátil.
NR9	Como se presenta en el Capítulo 5 apartado 5.3, el código del microcontrolador se desarrolla en Mbed

Tabla 4.2: Verificación requisitos no funcionales

5 Diseño del prototipo

5.1 Descripción del dispositivo

Como base para el desarrollo del dispositivo se ha tomado el prototipo del Trabajo Fin de Grado de Rafael García Luque de la Universidad de Málaga: "Diseño de un glucómetro no invasivo" (García Luque, 2020), que emplea los ultrasonidos como ayuda para la detección de los niveles de glucosa en sangre del paciente.

El dispositivo se compone de dos módulos principales: módulo analógico y módulo digital. A su vez, cada módulo está compuesto por varias partes que se van a detallar a continuación.

Módulo analógico

El módulo analógico se encarga principalmente de captar la señal, amplificarla, limpiarla de ruido y pasarla al módulo digital. Está formado por tres módulos a su vez: módulo de iluminación, módulo de captura y acondicionamiento, y módulo de ultrasonidos.

El módulo de iluminación está formado por un LED emisor, que emite una onda con una longitud de onda de 940 nm de forma directa. Dicha luz, atraviesa el dedo hasta llegar al receptor. En el módulo de captura y acondicionamiento se encuentra un fotodiodo receptor que se encarga de recoger la señal que sale del dedo, en forma de luz. Esta señal no es suficientemente fuerte para ser empleada, por lo que el módulo de captura y acondicionamiento se encarga de procesarla y amplificarla para su utilización.

La función del módulo de ultrasonidos es la de aplicar una onda continua de amplitud modulada con el fin de que las moléculas de glucosa se agrupen en nodos, mejorando y facilitando la medida de esta.

Módulo digital

El módulo digital, como su nombre indica, digitaliza la señal y la procesa y envía al dispositivo terminal, en este caso un dispositivo móvil.

En nuestro proyecto, una vez capturada la señal y procesada por el módulo analógico, ésta pasará a ser empleada por la placa Tiny - BLE, en la que se monta un ARM Cortex M0 de Nordic (el nRF51822), para calcular el nivel de glucosa en sangre. Este

cálculo se transmite mediante BLE a un dispositivo móvil, en el que se mostrará finalmente el valor medido. Para ello, el ARM de Nordic cuenta con el transceptor a 2.4GHz necesario para la transmisión BLE. La Tiny-BLE incluye la antena para la transmisión/recepción de datos por BLE.

5.1.1 Diagrama de bloques

Teniendo en cuenta lo comentado en el apartado anterior, en el que se han establecido las etapas que formarán el glucómetro, se puede dibujar el diagrama de bloques del sistema, que se muestra en la figura 5.1.

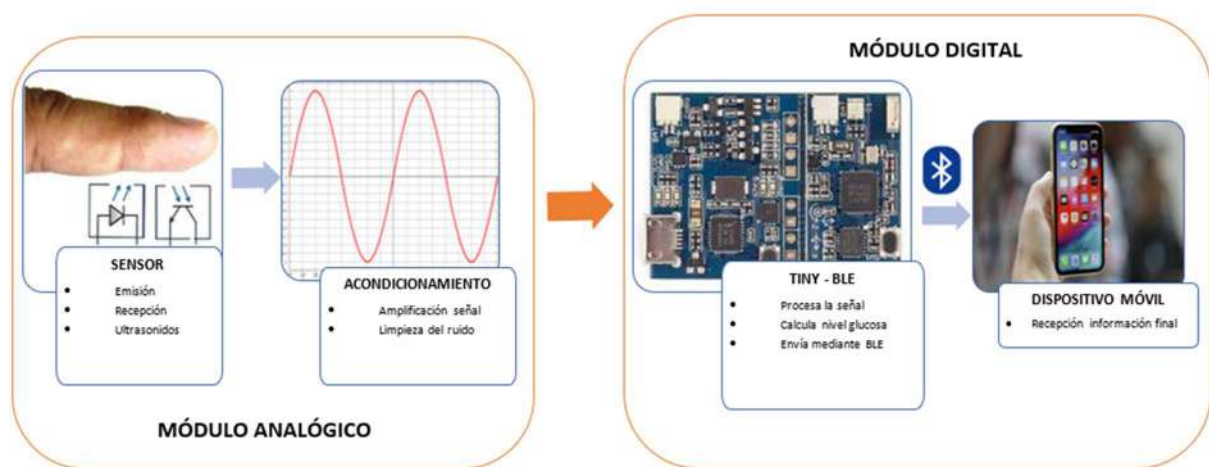


Figura 5.1: Diagrama de bloques del sistema de medición de glucosa (elaboración propia)

Como se ve, el sistema se divide en los dos bloques (analógico y digital) ya mencionados anteriormente. A su vez, éstos se subdividen en otros dos: sensor, en el que se incluye el receptor, el emisor y el altavoz de ultrasonidos y acondicionamiento, que amplifica la señal y la limpia de ruidos que puedan dañar la señal; y procesamiento, que calcula el nivel de glucosa y lo envía por BLE al dispositivo, y, por último, dispositivo móvil, en el que, en nuestro caso, solo verificaremos la recepción de la señal de nivel de glucosa.

5.1.2 Principios de funcionamiento

Como se ha mencionado, el prototipo va a emplear Espectroscopia de Infrarrojo cercano o NIR ayudándose de ultrasonidos para medir los niveles de glucosa en sangre. Para comprender el funcionamiento del dispositivo se necesita conocer los siguientes conceptos: Espectroscopia de infrarrojo cercano (NIR) (apartado 5.1.2.1),

que ya fue introducida brevemente en el Capítulo 3, Ultrasonidos (apartado 5.1.2.2) y Fotopleτισmografía (apartado 5.1.2.3).

5.1.2.1 Espectroscopia de infrarrojo cercano (NIR)

Como ya se indicó anteriormente, la espectroscopia de infrarrojo cercano es un método que emplea la región del infrarrojo cercano del espectro electromagnético, entre 70 y 2500 nm y que al medir la luz que atraviesa una muestra, los espectros de reflectancia NIR permiten determinar propiedades de un material sin alterar la muestra, como por ejemplo la concentración de una molécula en sangre como en este caso.

Longitud onda

La longitud de onda se define como la distancia que recorre una onda electromagnética en un tiempo igual a un periodo. Las longitudes de onda de las radiaciones que una molécula absorbe y la eficiencia de dicha absorción dependen de la estructura de la molécula y de las condiciones del medio, por lo que es un término importante en la espectrofotometría. La técnica de la espectroscopia de infrarrojo cercano utiliza luz con longitud de onda entre 700 nm y 1400 nm. Concretamente en este prototipo se ha escogido una longitud de onda de 940 nm debido a que la glucosa presenta picos de absorción de entre 940 y 970 nm. (García Luque, 2020)

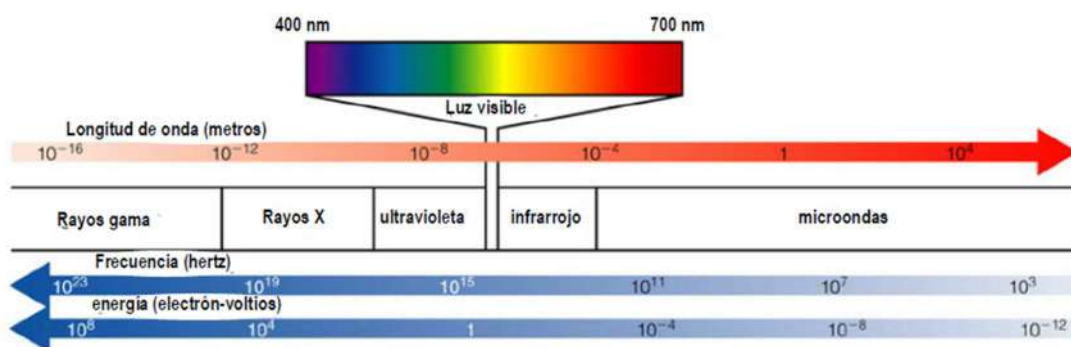


Figura 5.2: Espectro electromagnético (Abril Díaz, y otros, 2008)

Transmitancia y absorbancia

Cuando un rayo de luz con una longitud de onda de intensidad I_0 incide sobre una disolución de un compuesto químico que absorbe luz, el compuesto absorberá una parte de la radiación incidente (I_a) y dejará pasar el resto (I_t) de forma que se cumple la ecuación 5.1. como se muestra en la Figura 5.3. (Abril Díaz, y otros, 2008)

$$I_o = I_a + I_t \quad (5.1)$$

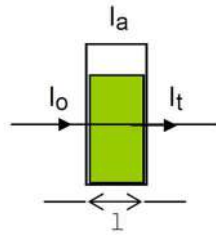


Figura 5.3: Representación rayo de luz incidiendo en una disolución (Abril Díaz, y otros, 2008)

La transmitancia (T) de una sustancia en una solución, es la relación entre la cantidad de luz transmitida que llega al detector una vez atravesada la muestra (I_t) y la cantidad de luz que incidió sobre esta (I_o). Se define en tanto por ciento de la división de estos dos parámetros mencionados (ecuación 5.2). (Abril Díaz, y otros, 2008)

$$T(\%) = \frac{I_t}{I_o} * 100 \quad (5.2)$$

La absorbancia (A) nos indica la cantidad de luz absorbida por el cromóforo, que es una sustancia que tiene muchos electrones capaces de absorber energía o luz visible y excitarse, dependiendo de las longitudes de onda de la energía emitida (Real Academia de Ingeniería, 2021) . Se define como el logaritmo de la inversa de la transmitancia (ecuación 5.3). (Abril Díaz, y otros, 2008)

$$A = \log \frac{1}{T} = -\log T = -\log \frac{I_t}{I_o} \quad (5.3)$$

La cantidad de luz absorbida dependerá de la distancia que atraviesa la luz a través de la solución y de la concentración en esta.

Ley de Beer - Lambert

Esta ley expresa la relación entre la absorbancia de luz (de longitud de onda fija) y la concentración del cromóforo en la disolución. (Fernández Barahona, 2015)

$$I = I_o e^{-\mu_{eff}L} \quad (5.4)$$

Donde I corresponde a la intensidad de luz reflejada, I_o a la intensidad de la luz incidente, μ_{eff} al coeficiente atenuación efectiva y L a la longitud del camino óptico dentro del tejido. (Narkhede, Dhalwar, & Karthikeyan, 2016)

El coeficiente de atenuación efectiva se define como

$$\mu_{eff} = [3\mu_a (\mu_a + \mu'_s)]^{1/2} \quad (5.5)$$

μ_{eff} a su vez depende del coeficiente de absorción (μ_a) (ecuación 5.5), que describe la probabilidad de absorción de fotones dentro del tejido por unidad de longitud del camino óptico.

$$\mu_a = 2.303 * \varepsilon * C \quad (5.6)$$

Donde C es la concentración de cromóforo en el tejido y ε el coeficiente de extinción molar. En la ecuación 5.5 se ve que μ_{eff} depende también de μ'_s que es el coeficiente de dispersión reducido que se define en la ecuación 5.7.

$$\mu'_s = \mu_s(1 - g)$$

Donde μ_s es el coeficiente de dispersión y g define el promedio del coseno de los ángulos de dispersión que tiene un valor promedio de 0.9.

Un aumento de la concentración de glucosa implica una reducción del coeficiente de atenuación efectiva μ_{eff} y de la longitud del camino óptico L. Esto hace que aumente la luz que le llega al fotodetector. Por ello sabemos que la concentración de glucosa es inversamente proporcional a la luz que recibe el fotorreceptor del dispositivo como se muestra en la figura 5.4.

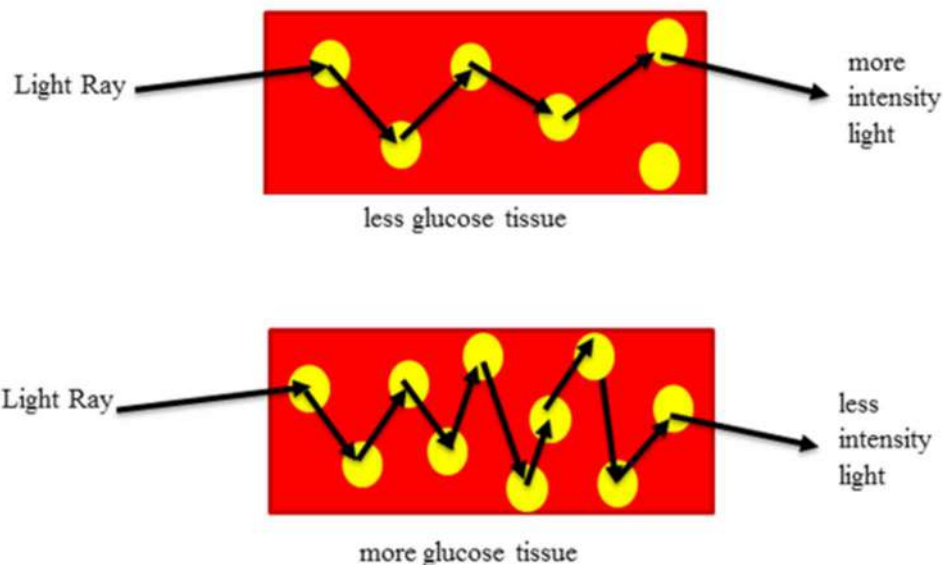


Figura 5.4: Relación de la concentración de glucosa con la absorbancia de la luz (Narkhede, Dhalwar, & Karthikeyan, 2016)

5.1.2.2 Ultrasonidos

Los ultrasonidos son una serie de ondas mecánicas longitudinales originadas por la vibración de un cuerpo eléctrico y propagadas por un medio material. Su frecuencia supera la del sonido audible por el ser humano como se indica en la Figura 5.5. (Rodríguez, Cisternas, Zuñiga, & Espinoza, 2003)



Figura 5.5: Frecuencia ondas sonoras conocidas

Como ya se mencionó, se va a emplear un altavoz de ultrasonidos para agrupar las moléculas de glucosa en nodos y que sea más fácil de analizar ya que cuando se somete la sangre a una onda continua, la presión acústica de estas provoca la reorganización de sus moléculas.

5.1.2.3 Fotopletismografía

La fotopletismografía es una variante de la pletismografía. Es una técnica basada en medir y analizar una señal óptica relacionada con cambios en el volumen del flujo sanguíneo. El funcionamiento es que el cambio de volumen causado por la presión del pulso es detectado en la piel por la luz del LED y luego se mide la cantidad de luz transmitida o reflejada con un fototransistor.

Encontramos dos técnicas para captura de dicha medida (figura 5.6):

- Transmisión (o trans - iluminado): en este método se sitúan dos sensores, uno en cada extremo de la zona de medida, por lo que se debe realizar en zonas en las que los sensores queden enfrentados, tales como la oreja, el puente de la nariz o el dedo. El hecho de que se empleen dos sensores hace que la luz traspase el dedo y no se refleje. Se mide la luz que atraviesa el dedo. (Celi, Rocha, & Yapur, 2010)

- Reflexión: como su nombre indica, lo que hace es recoger la luz reflejada por el tejido de la zona pulsátil. Esto proporciona una ventaja: se puede realizar sobre cualquier superficie. Por otro lado, tiene una gran desventaja para el prototipo que se está implementando ya que solo mide la glucosa en las capas superficiales del dedo. (Celi, Rocha, & Yapur , 2010)

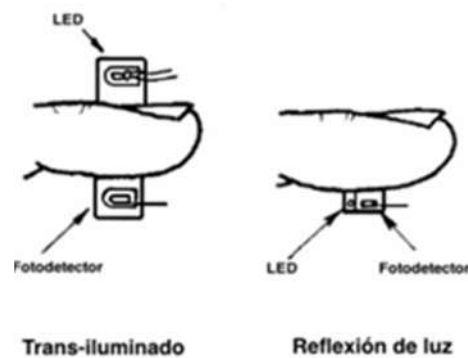


Figura 5.6: Métodos de captura fotopleletismografía

Por tanto, se va a emplear la fotopleletismografía para que recoja la luz que atraviese el dedo y calcular así la concentración de glucosa. Concretamente vamos a usar la fotopleletismografía con captura por transmisión ya que es más adecuada para la zona de medida (dedo) y además nos proporcionará una medida de la glucosa mucho más exacta.

5.2 Arquitectura hardware

5.2.1 Selección de componentes

Como se ha comentado en la Sección 5.1.2, el diagrama de bloques de nuestro sistema incluye una parte analógica y una digital.

Para la parte analógica se diseñará un conjunto de tres placas de circuito impreso, que albergarán el módulo de gestión del altavoz, el módulo de iluminación del tejido, y el módulo de captura de la luz transmitida por un fotodiodo y de acondicionamiento de esta señal para su entrada a la parte digital a través de un conversor A/D. En esta parte analógica se usarán componentes de montaje de superficie: condensadores, resistencias, inductores, un transistor MOSFET y amplificadores operacionales. Será importante seleccionar correctamente tres elementos: el altavoz, el diodo LED para la

iluminación, y el fotodiodo. La selección de estos tres elementos se aborda en el Apartado 5.2.2.

En la parte digital se encuentra la unidad de procesamiento. Este módulo digital deberá capturar la señal generada en la parte analógica, digitalizarla adecuadamente, y transmitirla vía Bluetooth v4.0 (BLE, Bluetooth Low Energy).

BLE: Elección de chipset

La primera de las tareas será, por tanto, buscar un dispositivo que pueda resolver estos requisitos. El uso de Bluetooth v4.0 comienza con Apple y la integración del mismo en el iPhone 4S en octubre de 2011. De esta forma, Apple evitaba la identificación necesaria para la comunicación de datos empleada por el Bluetooth que podemos considerar como clásico. Las especificaciones de Bluetooth anteriores al v4.0 buscaban el envío de grandes cantidades de datos, como era el caso del audio. Esto originaba grandes latencias en la conexión y también un relativamente alto consumo. Con la llegada de la v4.0 (BLE) se sacrifica esta capacidad para enviar grandes volúmenes de datos para conseguir un menor consumo. Es por estas razones por lo que será la opción elegida en nuestro diseño. Por el contrario, la especificación de BLE no es compatible con versiones anteriores. Esto es, si se quieren emplear terminales telefónicos anteriores a 2011 será necesario soportar las versiones anteriores de Bluetooth. Es lo que se conoce como dual mode. En cualquier caso, este problema se minimiza rápidamente al ser empleado BLE por todos los fabricantes de móviles. Por último, es también importante destacar que los dispositivos que incluyen la versión BLE son más baratos que los que emplean versiones anteriores de Bluetooth.

La Tabla 5.1 proporciona un resumen de chipsets de distintos fabricantes, que constituye nuestra lista de posibles candidatos. Si se observa dicha tabla, se puede concluir que la mayoría de los dispositivos usan la opción Single Mode (esto es, solo soportan BLE). También que es normal usar la versión v4.1 pero no la v4.2, que requerirá una actualización del hardware en los dispositivos. La versión Dual Mode no es nada popular debido al coste y complejidad de soportar Bluetooth BR/EDR (Clásico). Dejaremos fuera de nuestra selección aquellos dispositivos que no corran la versión v4.1 y aquellos que dispongan de muy poca memoria (CSR CSR101x) o que no dispongan de memoria flash sino OTP (one-time programmable) (DA14580).

Finalmente, queda fuera de la lista inicial de posibles candidatos el Cypress PSoC 4 BLE / ProC 4 BLE. Estos dispositivos presentan la ventaja de añadir, junto al módulo BLE y el ARM Cortex-M0, bloques programables analógicos y digitales. Sin embargo, solo están disponibles en empaquetados tipos WLCSP (Wafer Level Chip Scale package). Comparada con la opción que podemos encontrar en el resto de los dispositivos (QFN), el WLCSP es más barato y pequeño, pero nos obliga a un diseño de placa de circuito impreso con tolerancias mucho más estrictas y, usualmente, con más de dos caras. El WLCSP emplea un conexionado en placa similar al BGA (basado en solder balls), lo que dificulta su uso para prototipado rápido (es complicado soldarlo).

	Modo	Procesador integrado	Flash	RAM	Consumo BLE (RX/TX)	Corriente media Intervalo conexión 1s/4s
Texas Instruments CC2540/CC2541	single mode v4,0	8051	128 kB/256kB	8kB	17.9mA / 18.2 mA to 14.7mA / 14.3mA	24 uA / 6.8uA
Texas Instruments CC256x	dual mode	NO	NO	NO	--	--
Texas Instruments CC26- xx	single mode v4.1	Cortex M3	128kB	20kB	5.9mA	--
Nordic Semiconductor nRF51822	single mode v4.1	Cortex M0	128kB / 256kB	16 kB /32kB	9.7mA / 8mA	15.5uA / 5.6uA
Nordic Semiconductor nRF8001	single mode v4.0	NO	NO	NO	14.6mA / 12.7mA	--
Dialog Semiconductor DA14580	single mode v4.1	Cortex M0	32kB OTP	42kB + 8kB	4.9mA / 4.9mA	--
Cypress Semiconductor	single model	Cortex M0	128kB / 256kB	16kB / 32kB	15.6mA / 16.4mA	18.9uA / 6.2uA

PSoC 4 BLE / PRoC BLE	v4.1					
CSR CSR101x	single mode v4.1	16-bit RISC	64kB	64kB	16mA	28uA / 10.8uA

Tabla 5.1. Chipsets Bluetooth de distintos fabricantes

Las dos opciones disponibles, el CC2650 de Texas Instruments y el nRF51822 de Nordic, son bastante similares en prestaciones. Son además productos maduros, por ejemplo, el nRF51822 es ya la tercera versión de este dispositivo. En este caso los periféricos disponibles en el nRF51822 y su menor precio condicionaron finalmente su selección para nuestro sistema.

	Timers	GPIO	Interfaces	Analógica	CAD
C2540/CC254 1	3	21	2x USART	Amp-op	12-bit
CC26xx	4	10,15,31	2x SSI	Comparador, fuente corriente	12-bit 200ksps
nRF51822	3	Up to 31	1x I2C UART RTC	Sensor temperatura	10-bit
DA14580	2	12,22,32	2x UARTS SPI I2C	--	10-bit
PSoC4 BLE	4	Up to 36	2x Comm Blocks	4x Amp-op 2x comparadores	12-bit 1Msps
CSR101x	1	12	UART I2C/SPI	--	10-bit

Tabla 5.2. Periféricos

Una vez seleccionado el chipset a emplear, había que plantearse buscar una opción que lo integrará como entorno de desarrollo, pues necesitaríamos tener una plataforma con la que probar versiones nuevas de código de forma fácil. Hay entornos para cargar en un zócalo el chipset y poder programarlo, pero resultaban caras y, además, luego tendríamos que fabricar la placa de circuito impreso en la que incluir el

chipset y soldarlo. Frente a estas opciones teníamos la de usar el entorno de desarrollo Tiny-BLE de Seeed Studio.

Tiny - BLE

La Tiny BLE es una placa de desarrollo para Bluetooth Low Energy. Las características de esta placa que más interesa en este proyecto son tres:

- Está diseñada pensando en el bajo consumo de energía y en proporcionar un tamaño reducido.
- Tiene integrada una función de medición de corriente que permite monitorizar los datos de consumo de energía en tiempo real, lo que permite a los desarrolladores optimizar su software y diseñar prototipos que ofrezcan una larga duración de la batería.
- Es compatible con el IDE online para ARM MBED, lo que permite disponer de un SDK en C/C++, con un gran número de librerías de código abierto que facilitan enormemente la creación de prototipos y su desarrollo. Entre estas librerías están las de gestión del BLE.

Presenta un interesante diseño modular (ver Figura 5.7), en el que tenemos dos partes: la parte que incluye la interfaz de carga CMSIS DAP, y la parte BLE.

- La parte de la interfaz CMSIS DAP: permite cargar un nuevo programa en la parte BLE simplemente arrastrando y soltando el fichero .hex en una carpeta en el Explorador de Windows. También ofrece opciones como la depuración por CMSIS DAP, el puerto serie virtual USB, la medición de la corriente y la carga de la batería.
- La parte BLE: incluye el nRF51822 de Nordic con su transceptor Bluetooth Low Energy 2.4GHz y su núcleo ARM Cortex-M0 de 32 bits que funciona a 16MHz. En esta parte también tenemos una unidad inercial MPU6050, que no usaremos, la antena BLE, un pulsador y un LED RGB. Tenemos disponibles seis pines para entrada/salida.

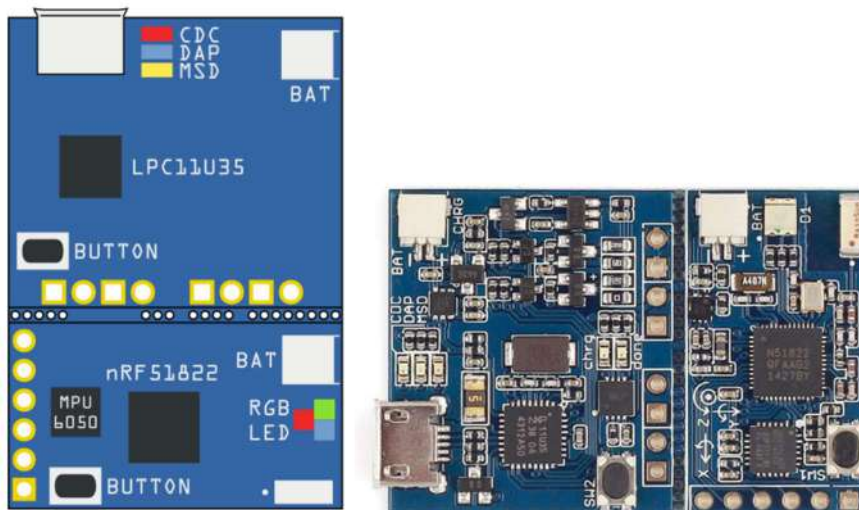


Figura 5.7: La placa Tiny BLE y sus dos partes

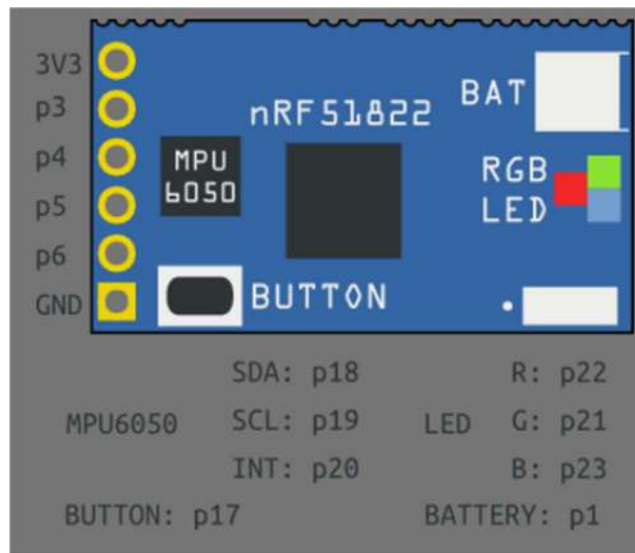


Figura 5.8: Pines en la parte BLE de la Tiny BLE

La Figura 5.8 muestra los pines que se usan en la parte BLE. Básicamente tenemos pines asignados a los elementos en la placa (para nosotros serán especialmente útiles los del LED o el pulsador) y, como se ha comentado, seis pines disponibles. Dos de ellos permiten alimentar un dispositivo externo (3.3V y GND). Los otros cuatro son pines genéricos de entrada/salida (GPIO). Necesitaremos dos de ellos: uno como entrada analógica del módulo de acondicionamiento, y el otro como salida, con la señal a 40kHz para el altavoz. La configuración de estos pines se lleva a cabo desde el código corriendo en el nRF51822.

Cuando se tenga un programa definitivo cargado en la parte BLE, la Tiny BLE puede partirse por el troquelado que tiene (ver Figura 5.7) e incluir en el prototipo solo esta parte BLE. Esto permite fabricar un prototipo de dimensiones muy reducidas (podríamos ganar espacio eliminando la MPU6050, pero a costa de tener que fabricar nuestra propia placa y soldar el nRF51822).

5.2.2 Diseño de la etapa de captura y acondicionamiento

Como se indicó en el diagrama de bloques en el Apartado 5.1.2, la primera etapa del sistema es la de captura y acondicionamiento de la señal del fotodiodo. En esta etapa debemos considerar dos subsistemas, el que incluye el emisor óptico y el que está formado por el fotodiodo y el circuito de filtrado. Cada uno se montará en una placa de circuito impreso independiente.

Para la realización de esta parte de nuestro dispositivo se ha usado como base el diseño del TFG de Rafael García: “Diseño de un glucómetro no invasivo” (García Luque, 2020). Se han cambiado sin embargo los elementos, buscando sustituir la tecnología PTH por SMD.

5.2.2.1 Emisor óptico

Para la espectroscopia de infrarrojo cercano necesaria para la toma de datos del dedo, se ha elegido el LED IR SFH 4246R de OSRAM. Sus características se observan en la Tabla 5.3.

Characteristics

$I_F = 100 \text{ mA}$; $t_p = 20 \text{ ms}$; $T_A = 25 \text{ °C}$

Parameter	Symbol		Values
Peak wavelength	λ_{peak}	typ.	950 nm
Centroid wavelength	$\lambda_{\text{centroid}}$	typ.	940 nm
Spectral bandwidth at 50% $I_{\text{rel,max}}$ (FWHM)	$\Delta\lambda$	typ.	42 nm
Half angle	φ	typ.	12 °
Dimensions of active chip area	L x W	typ.	0.3 x 0.3 mm x mm
Rise time (10% / 90%) $I_F = 100 \text{ mA}$; $R_L = 50 \text{ } \Omega$	t_r	typ.	12 ns
Fall time (10% / 90%) $I_F = 100 \text{ mA}$; $R_L = 50 \text{ } \Omega$	t_f	typ.	12 ns
Forward voltage ⁴⁾	V_F	typ. max.	1.40 V 1.70 V
Forward voltage ⁴⁾ $I_F = 1 \text{ A}$; $t_p = 100 \text{ } \mu\text{s}$	V_F	typ. max.	2.3 V 2.9 V
Reverse current ³⁾ $V_R = 5 \text{ V}$	I_R	typ. max.	0.01 μA 10 μA
Radiant intensity ¹⁾ $I_F = 1 \text{ A}$; $t_p = 100 \text{ } \mu\text{s}$	I_e	typ.	750 mW/sr
Total radiant flux ⁵⁾	Φ_e	typ.	65 mW
Temperature coefficient of voltage	TC_V	typ.	-1.3 mV / K
Temperature coefficient of brightness	TC_I	typ.	-0.5 % / K
Temperature coefficient of wavelength	TC_λ	typ.	0.3 nm / K
Thermal resistance junction solder point real ⁶⁾	$R_{\text{thJS real}}$	max.	200 K / W
Thermal resistance junction ambient real	R_{thJA}	max.	450 K / W

Tabla 5.3: Principales características del SFH 4246R

Como datos destacables, este LED presenta una longitud de onda de 940 nm y su ángulo de emisión es de 12°, lo que proporciona emisión directa. Además, su potencia de disipación es de 170 mW. Alimentado con 3.3V desde la Tiny-BLE, para que el led se mantenga en directa (tensión VF de 1.4V), es necesario añadir al circuito una resistencia. En dicha resistencia caerían 3.3 - 1.4 voltios (1.9V). Si la corriente en directa en el diodo para esa tensión es típicamente de 100mA, la resistencia será de 19.1Ω. La Figura 5.9 muestra el diseño obtenido.

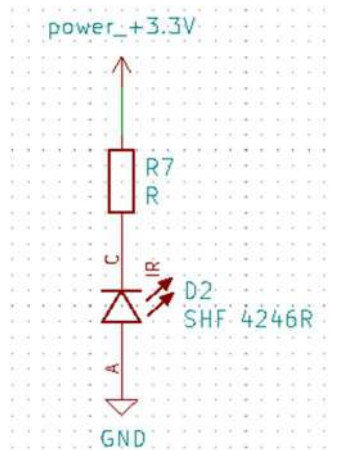


Figura 5.9: Diseño del sistema de iluminación

Una cuestión importante a tener en cuenta es que el diodo SFH 4246R es un SMD que se monta en inversa. Esto es, que sus pads de conexión quedan en la cara trasera de la placa. La Figura 5.10 muestra la forma del diodo y su huella. Como se indica en la figura, el diodo iría soldado en la cara trasera y, gracias a un taladro en la placa, iluminará correctamente el tejido colocado sobre la cara delantera de la placa. Esta forma de conexión permite que la iluminación del dedo de la persona sea mejor que usar un diodo soldado sobre la propia cara delantera.

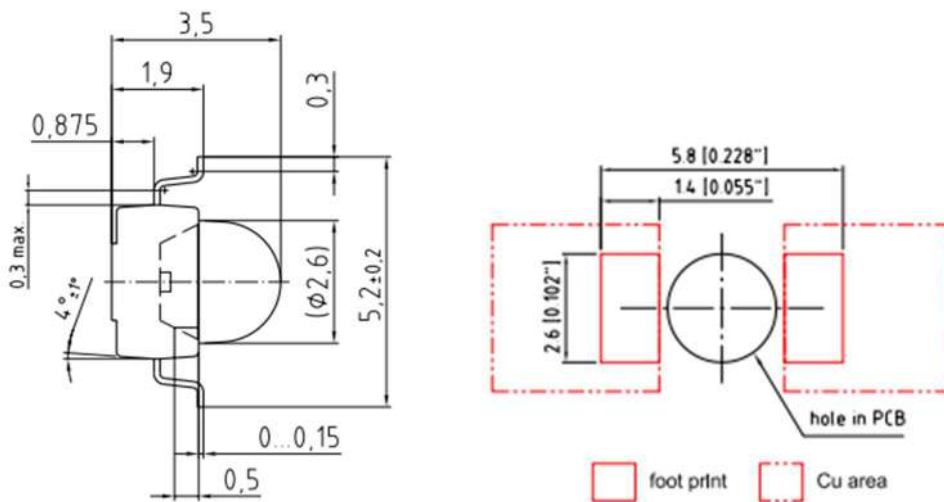


Figura 5.10: Forma y huella del SFH 4246R

5.2.2.2 Receptor óptico

Para la recepción de la luz infrarroja se eligió el fotodiodo VBP104FASR de Vishay Semiconductor. Algunas características de este se encuentran recogidas en la Tabla 5.4. Presenta una sensibilidad máxima a los 950 nm y un ángulo de recepción de 65°.

BASIC CHARACTERISTICS ($T_{amb} = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$, unless otherwise specified)						
PARAMETER	TEST CONDITION	SYMBOL	MIN.	TYP.	MAX.	UNIT
Forward voltage	$I_F = 50\text{ mA}$	V_F		1	1.3	V
Breakdown voltage	$I_R = 100\text{ }\mu\text{A}$, $E = 0$	$V_{(BR)}$	60			V
Reverse dark current	$V_R = 10\text{ V}$, $E = 0$	I_{RD}		2	30	nA
Diode capacitance	$V_R = 0\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		48		pF
	$V_R = 3\text{ V}$, $f = 1\text{ MHz}$, $E = 0$	C_D		17	40	pF
Open circuit voltage	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	V_0		350		mV
Temperature coefficient of V_0	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	TK_{V_0}		-2.6		mV/K
Short circuit current	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	I_k		32		μA
Temperature coefficient of I_k	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$	TK_{I_k}		0.1		%/K
Reverse light current	$E_0 = 1\text{ mW/cm}^2$, $\lambda = 950\text{ nm}$, $V_R = 5\text{ V}$	I_{ra}	25	35		μA
Angle of half sensitivity		φ		± 65		deg
Wavelength of peak sensitivity		λ_p		950		nm
Range of spectral bandwidth		$\lambda_{0.5}$		780 to 1050		nm
Noise equivalent power	$V_R = 10\text{ V}$, $\lambda = 950\text{ nm}$	NEP		4×10^{-14}		$\text{W}/\sqrt{\text{Hz}}$
Rise time	$V_R = 10\text{ V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_r		100		ns
Fall time	$V_R = 10\text{ V}$, $R_L = 1\text{ k}\Omega$, $\lambda = 820\text{ nm}$	t_f		100		ns

Tabla 5.4: Características fotodiodo VBP104FASR

El fotodiodo genera una corriente que, por un lado, deberemos convertir en tensión (es la forma de entrar a los conversores A/D), y por otro es muy baja, por lo que necesitaremos amplificarla. La solución a ambos problemas es usar un amplificador de transimpedancia [número ref.]. La Figura 5.11 muestra el diseño que hemos empleado.

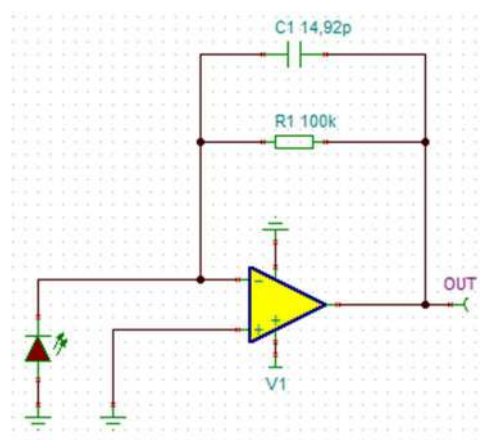


Figura 5.11: Circuito para amplificar la corriente del receptor óptico

Los parámetros C1 y R1 del circuito de amplificación, han sido obtenidos a partir de las características del fotodiodo. Este tiene una capacitancia de 48pF y un ancho de banda de 1 a 45 MHz y, por tanto, dándole un valor de 100kΩ a la resistencia, se obtiene el valor del condensador:

$$C_1 = \frac{1}{4\pi * R * GBW} \left[1 + \sqrt{1 + (8\pi * R * GBW * CD)} \right] = 14.917 \text{ pF} \quad (5.1)$$

5.2.2.3 Etapa acondicionamiento

Esta etapa del circuito recoge la señal obtenida del fotodiodo y primero la filtra para eliminar el ruido y quedarse con la señal alterna relacionada con el nivel de glucosa y luego, la amplifica.

Filtro paso banda

Se emplea para reducir el ruido procedente del movimiento del dedo y de fuentes de luz externas al led emisor y eliminar el nivel de continua de la señal de pulso, y así quedarnos con la señal de alterna deseada. El filtro paso banda estará formado por un filtro paso bajo y un filtro paso alto, y se ha diseñado para dejar pasar las frecuencias entre los 0.6Hz y los 5Hz. Se han implementado como filtros RC.

El filtro paso bajo va a tener una frecuencia de corte de 5 Hz y para ello necesitamos un condensador de 100nF y una resistencia de 300kΩ:

$$F_{c1} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 100n * 300k} = 4,82 \text{ Hz} \quad (5.2)$$

El filtro paso alto emplea una resistencia de 25 KΩ y un condensador de 10μf. Con ellos, la frecuencia de corte será:

$$F_{c2} = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2\pi * 10\mu * 25k} = 0,63 \text{ Hz} \quad (5.3)$$

Entre ambos se pone un seguidor de tensión, para reducir los efectos de carga de un filtro al otro. El filtro paso banda completo se muestra en la Figura 5.12.

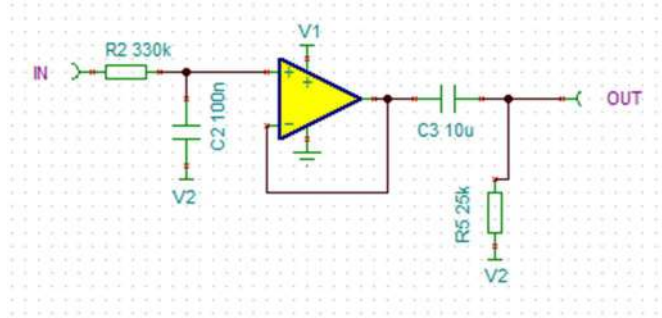


Figura 5.12: Filtro paso banda

El valor de V_1 es el valor de alimentación de 3.3V y el valor de V_2 se obtiene mediante un par de resistencias, que actúan como divisor de tensión, a partir de los 3.3V mencionados. A la salida de dichas resistencias se añade además un seguidor de tensión para evitar que las resistencias influyan en el filtro. Dicho divisor de tensión, junto con el seguidor, se presenta en la Figura 5.13.

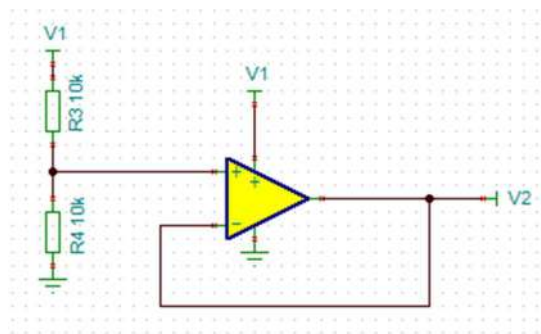


Figura 5.13: Divisor de tensión y seguidor de tensión para obtener la tensión V_2

Dado que la tensión V_2 debe ser la mitad de los 3.3V, el valor de las resistencias que hemos usado es de 10 K Ω , sabiendo que deben tener el mismo valor. De esta forma:

$$V_2 = \frac{10k}{10k + 10k} * 3.3V = 1.65 V \quad (5.4)$$

Con ello obtenemos el valor deseado de V_2 de 1.65 V.

Amplificador

Una vez filtrado el ruido y obtenida la señal alterna que se necesita, se amplifica ésta para aprovechar el margen del convertidor A/D. Para ello, se ha empleado un amplificador no inversor, como muestra la Figura 5.14.

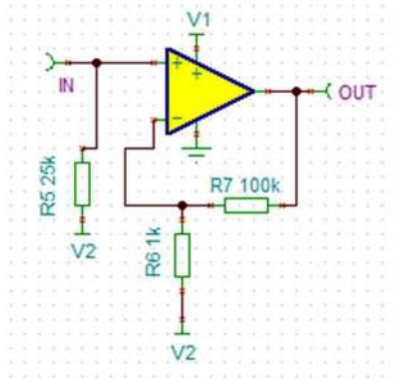


Figura 5.14: Amplificador no inversor

Para obtener los parámetros se han fijado una ganancia aproximada de 100 y dos resistencias $R6 = 1k\Omega$ y $R7 = 100k\Omega$. A partir de estos parámetros, se obtiene:

$$I_2 = \frac{V_{out} - V_{in}}{100k}, I_1 = \frac{V_{in} - V_o}{1k} \quad (5.5)$$

Como $I_1 = I^- + I_2$ donde $I^- = 0$, entonces:

$$\frac{V_{out} - V_{in}}{100k} = \frac{V_{in}}{1k} \rightarrow V_{out} = V_{in} \left(1 + \frac{100k}{1k} \right) \quad (5.6)$$

El modelo de todos los amplificadores operacionales que han aparecido es el TSV522AIYST. Se trata de un tipo “rail to rail”, que son aquellos donde la salida puede alcanzar voltajes cercanos a los de la alimentación, y, por tanto, se utiliza de manera más eficiente el rango de tensión bajo en el que operan, es decir, nos permite trabajar entre 0 y 3.3V. El esquema de los pines del amplificador se muestra en la Figura 5.15.

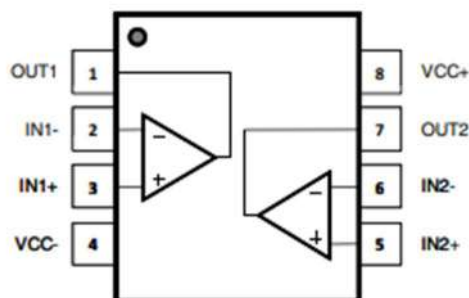


Figura 5.15: Pines amplificador TSV522AIYST

En la Figura 5.16. se recoge la figura de la fase de acondicionamiento completa, junto con el fotodiodo que actúa de receptor óptico.

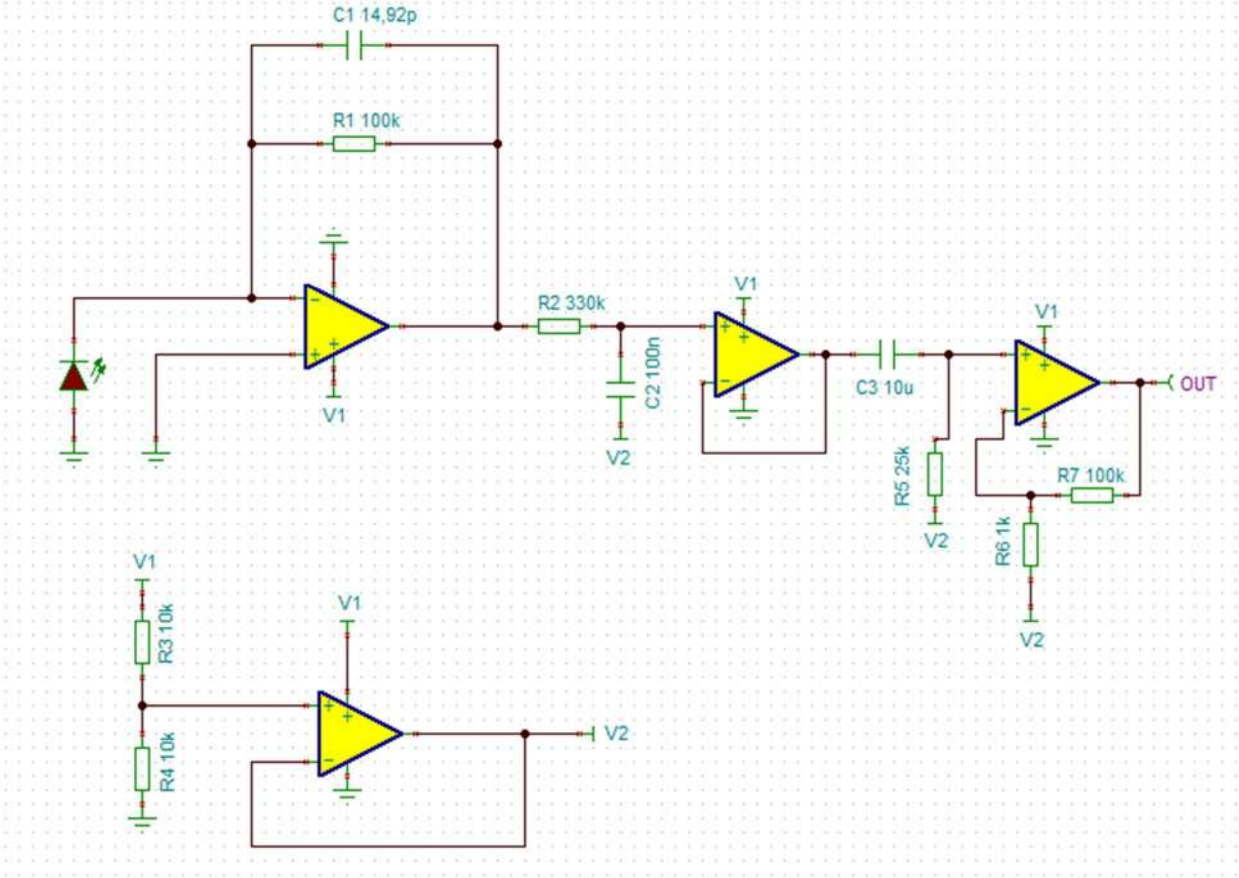


Figura 5.16: Circuito recepción y acondicionamiento

Para hacer la simulación y ver la respuesta en frecuencia del sistema, se sustituye el fotodiodo por un generador de corriente que aporte una señal sinusoidal de 34 μ A de amplitud y 1 Hz de frecuencia, que es la misma que proporcionará el fotodiodo cuando sea programado.

La respuesta en frecuencia del sistema se muestra en la Figura 5.17.

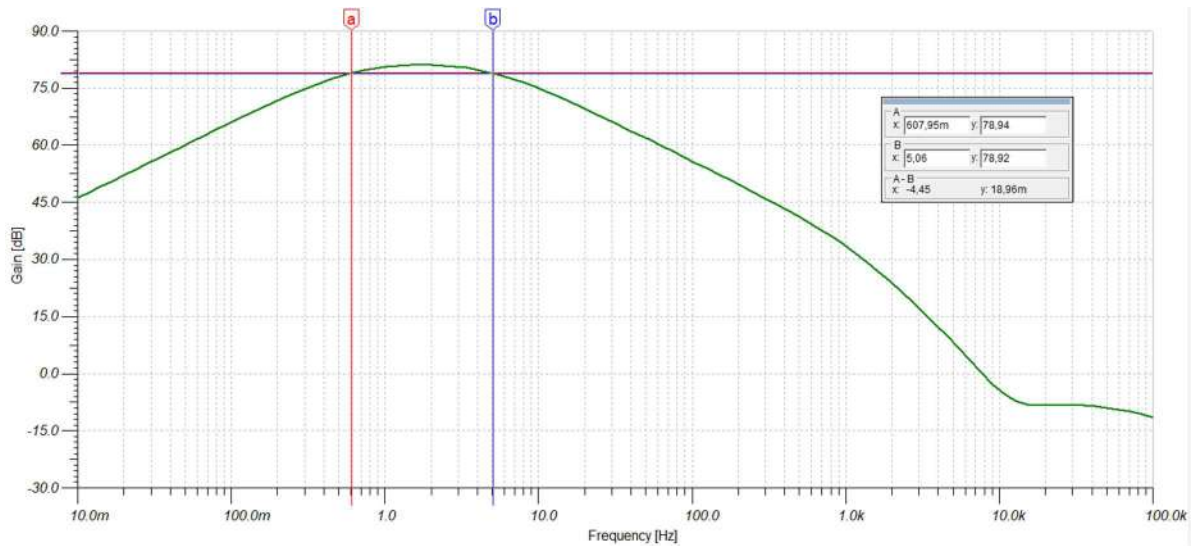


Figura 5.17: Respuesta en frecuencia del circuito de acondicionamiento

Se observa en la respuesta que las frecuencias de corte coinciden con los valores teóricos entre 0.6 y 5Hz.

5.2.3 Emisor ultrasonidos

Por los principios de funcionamiento expuestos en el Apartado 5.1.1, se sabe que el dispositivo emplea ultrasonidos para agrupar las moléculas de glucosa en nodos. Esto se realiza mediante un altavoz de ultrasonidos. Se ha escogido para esta tarea el transceptor MA40S4S del fabricante Murata. La característica más destacable es que su sensibilidad máxima se registra a una frecuencia de 40kHz como se muestra en la Figura 5.18.

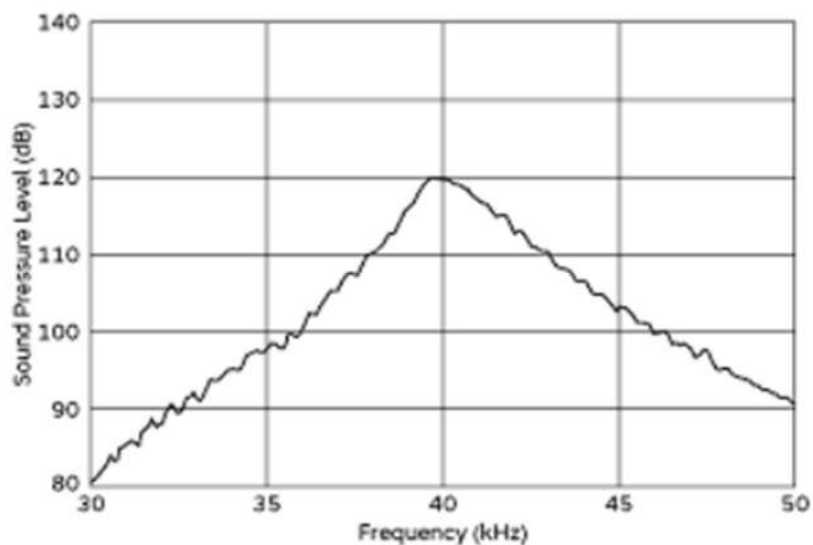


Figura 5.18: Representación de la respuesta en frecuencia del MA40S4S

La conexión del transceptor podría hacerse directamente a un terminal de salida del nRF51822, que implementaría la señal cuadrada de 40kHz con la que alimentarlo. Este esquema puede plantear el problema de que las capacidades internas del MA40S4S distorsionen excesivamente la forma de la señal. Por ello, el transceptor se complementa con un tanque R/C de resonancia, alimentado desde un MOSFET (NXP Semiconductors, 2014). Sustituyendo el transceptor por el modelo equivalente del mismo (Microchip Technology Inc., 2014), planteamos el diseño que se muestra en la Figura 5.19(izquierda). Como transistor usaremos el BSS138-7-F. Modelado el circuito en TINA, en la Figura 5.19(derecha) se muestra la salida al alimentar con una señal cuadrada de 40kHz.

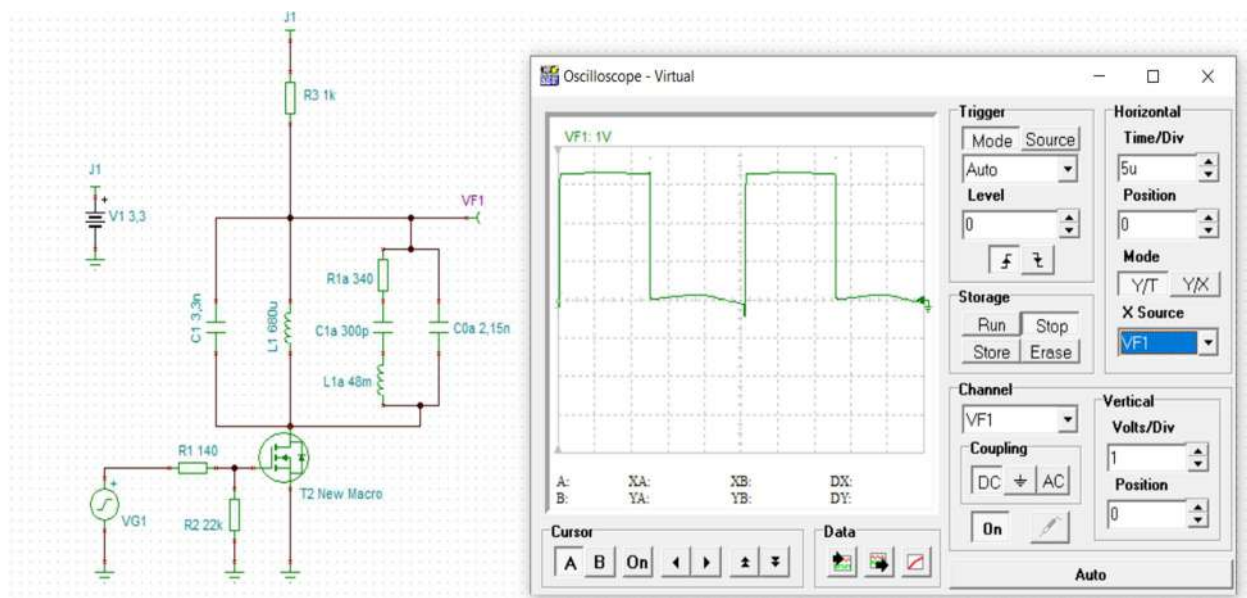


Figura 5.19: (izquierda) Circuito de ultrasonidos (el MA40S4S se ha sustituido por su modelo equivalente): y (derecha) salida del circuito

5.2.4 Diseño de las placas de circuito impreso

En este apartado se va a recoger el proceso de creación de los esquemáticos y PCB de las distintas placas que componen el dispositivo. Para la realización de esta parte, se ha empleado la herramienta de diseño electrónico KiCad. Se ha optado por dividir la placa en tres subplacas distintas, para situar una sobre otra y que el diseño quede más empaquetado: la placa de ultrasonidos, la de iluminación y la de captura y acondicionamiento.

En los tres casos se ha diseñado el esquemático, se le ha asignado huellas y, por último, se ha refinado la PCB y se ha visualizado en tres dimensiones.

5.2.4.1 Placa del circuito de ultrasonidos

En esta placa se sitúa el altavoz de ultrasonidos acompañado de varios componentes pasivos que ya se expusieron en el apartado 5.2.3.

El esquemático obtenido se refleja en la Figura 5.20.

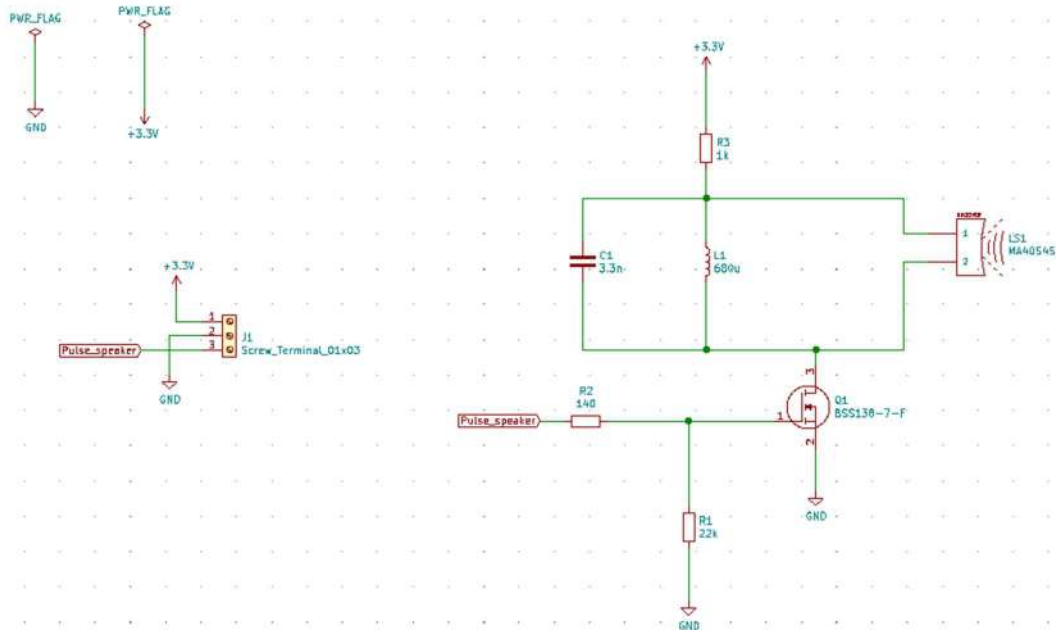


Figura 5.20: Esquemático placa circuito de ultrasonidos

El Layout con las huellas de cada elemento y los enrutamientos necesarios, se muestran en la Figura 5.21.

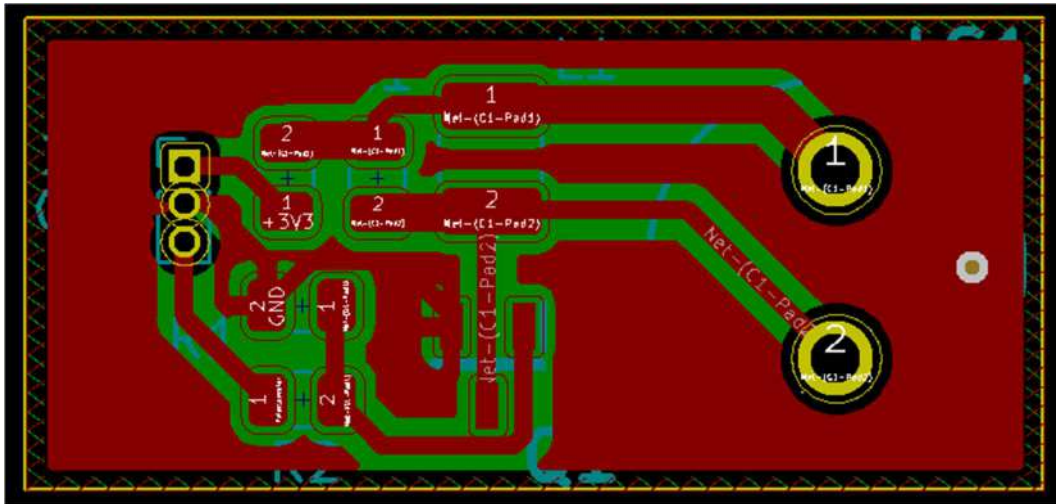


Figura 5.21: Layout placa circuito de ultrasonidos

Por último, se muestra el visionado en tres dimensiones de esta placa en la Figura 5.22.

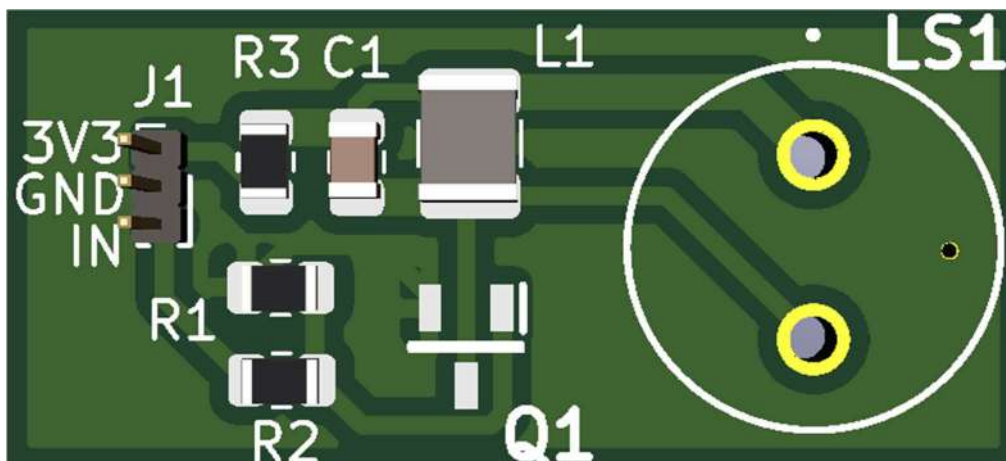


Figura 5.22: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de ultrasonidos

5.2.4.2 Placa del circuito de iluminación

En esta placa situamos el LED que se encarga de emitir el haz de luz que atraviesa la sangre, acompañado de varios elementos que ya fueron explicados.

El esquemático obtenido es el de la Figura 5.23.

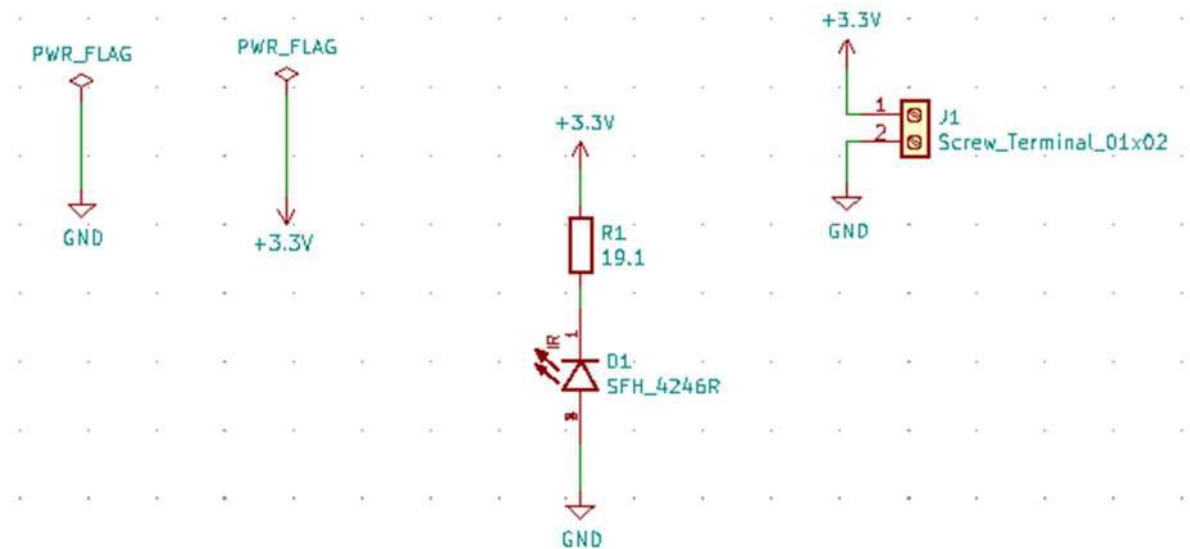


Figura 5.23: Esquemático placa circuito de iluminación

Al hacer el Layout de esta placa, se ha optado por situar todos los componentes, incluyendo el LED emisor de luz, en la placa trasera. Esto sirve para que al introducir el dedo el usuario no toque ningún componente y evitar problemas de tipo cortocircuito. Se abre además un taladro en el lugar del LED para que la luz que emite pueda salir hacia el dedo sin problema.

Tras asignar huellas y enrutar, se han obtenido la Figura 5.24. (cara delantera) y la Figura 5.25.(cara trasera).



Figura 5.24: Cara delantera layout placa circuito iluminación

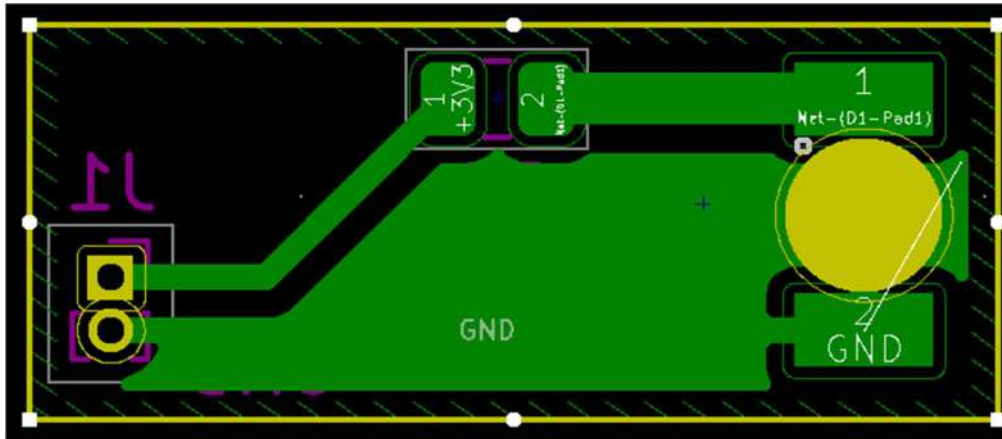


Figura 5.25: cara trasera Layout placa circuito iluminación

Finalmente, en la Figura 5.26, se muestra el visionado 3D de la cara trasera de esta placa y en la Figura 5.27., la trasera.

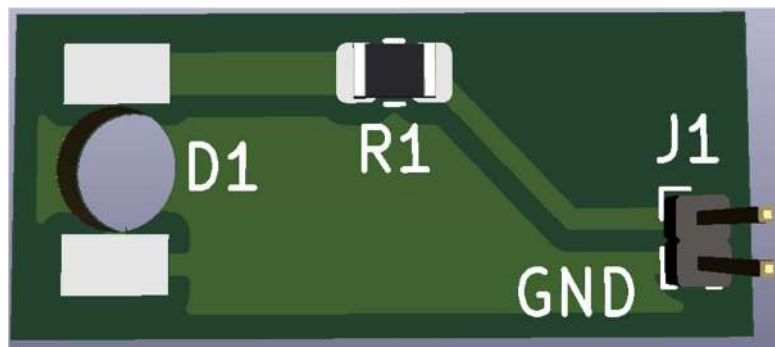


Figura 5.26: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de iluminación



Figura 5.27: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de iluminación

5.2.4.3 Placa del circuito de captura y acondicionamiento

En esta placa, se recoge el circuito más grande y complejo de los tres, formado por el fotodiodo que capta la luz que se filtra y el circuito que procesa dicha señal para digitalizarla.

En primer lugar, se diseñó el esquemático de la Figura 5.28.

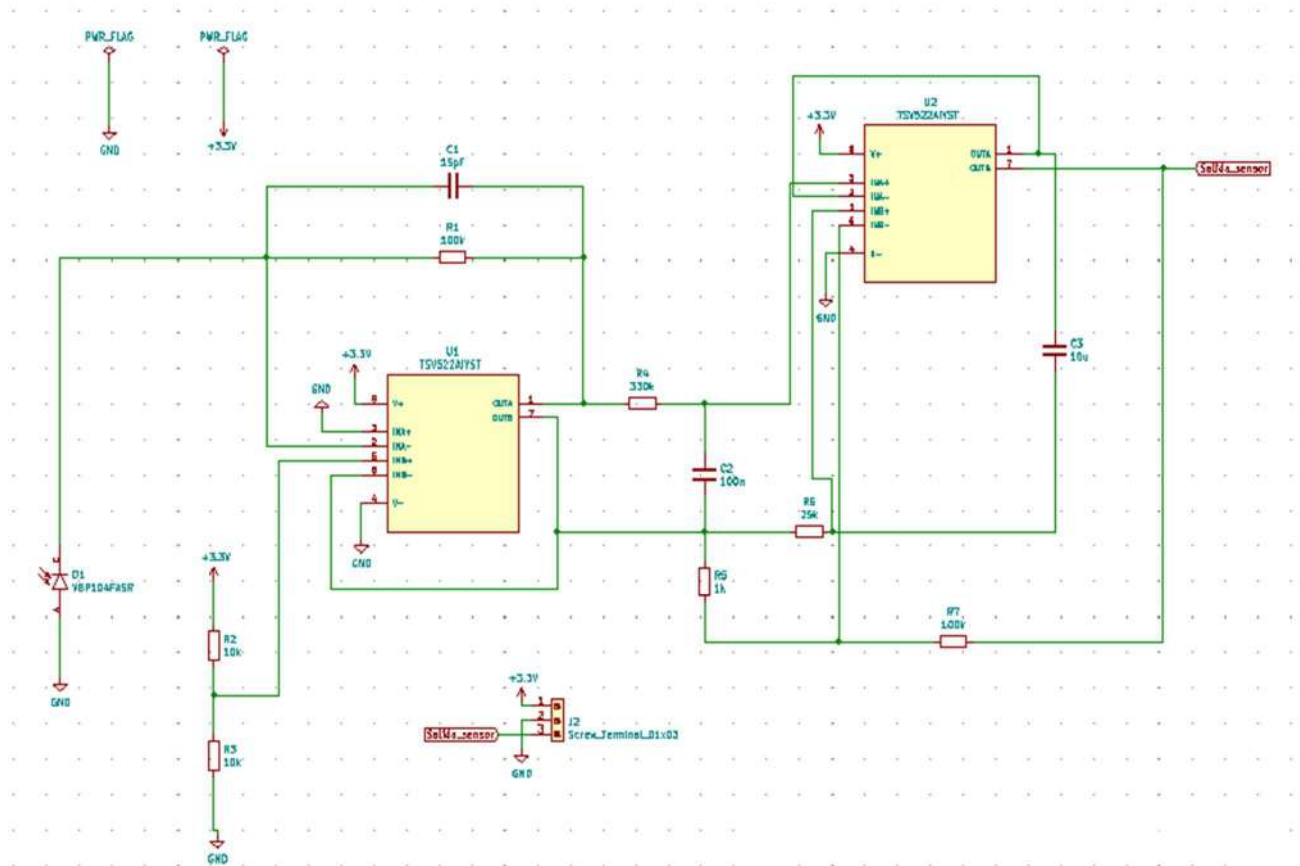


Figura 5.28: Esquemático placa circuito de captura y acondicionamiento

En este caso, como se puede observar en las figuras 5.29. y figura 5.30., cara delantera y trasera del Layout respectivamente, también se han situado todos los elementos en la cara trasera con el mismo objetivo que en la placa de iluminación, que el usuario no toque los componentes en ningún momento. De esta forma se introduce el dedo entre las dos placas, y cada una tiene los elementos para el lado contrario. En esta placa también se ha abierto un taladro para que el fotodiodo receptor pueda recibir la luz que proviene del LED emisor.

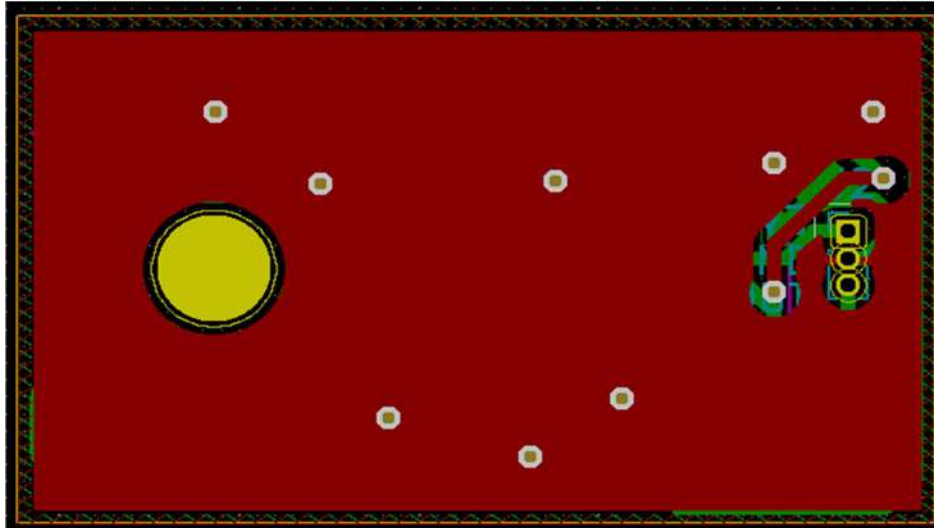


Figura 5.29: Cara delantera layout placa circuito captura y acondicionamiento

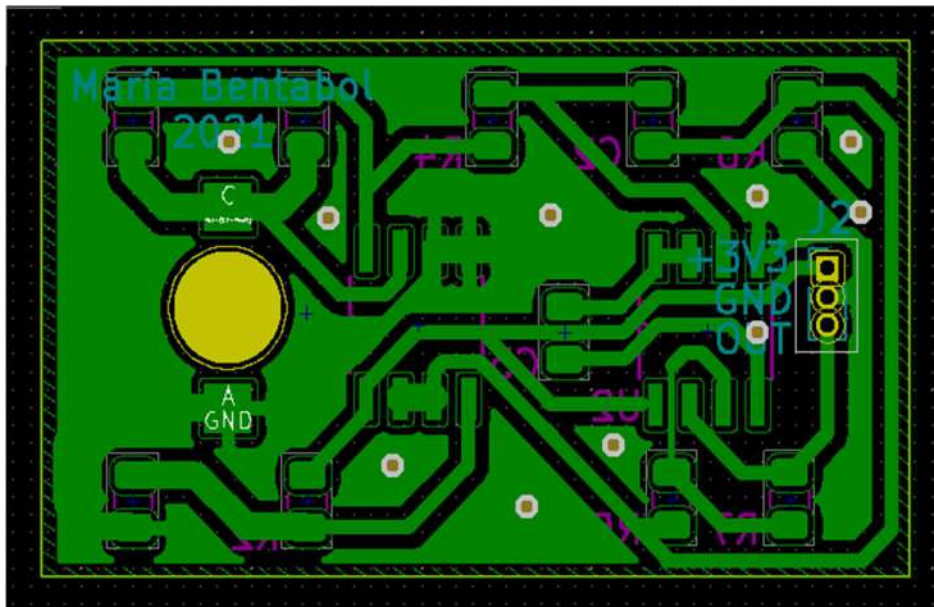


Figura 5.30: Cara trasera layout placa circuito captura y acondicionamiento

Se visualiza el visionado 3D de esta placa en las Figuras 5.31. (cara delantera) y en la Figura 5.32.(cara trasera).



Figura 5.31: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de captura y acondicionamiento (cara delantera)

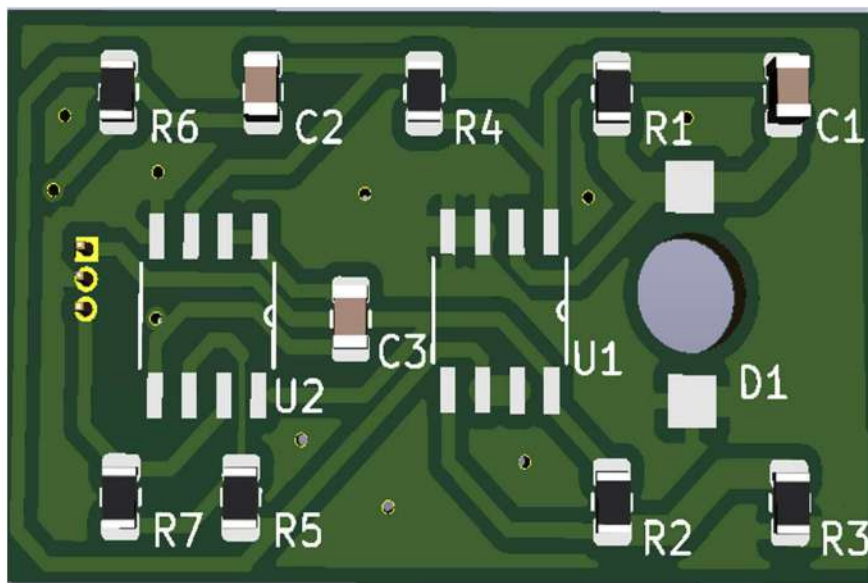


Figura 5.32: Visionado 3D placa circuito impreso de circuito de captura y acondicionamiento (cara trasera)

5.2.5 Integración

La integración consiste en la unión de todas las partes del dispositivo para obtener el glucómetro. Para ello se unen la placa de acondicionamiento, la de iluminación y la de ultrasonidos junto con la Tiny - BLE y se introduce el conjunto en una envoltente que se presenta en el apartado 5.4. Además se sacará por un hueco el cable que conecta la Tiny – BLE a la batería externa que se añade. También cabe destacar que el altavoz de la placa de ultrasonidos quedará enfrentado con una placa de metal para funcionar correctamente.

La disposición del conjunto dentro de la placa se muestra en la Figura 5.33 y el cableado mediante el que se conectan, en la Figura 5.34.

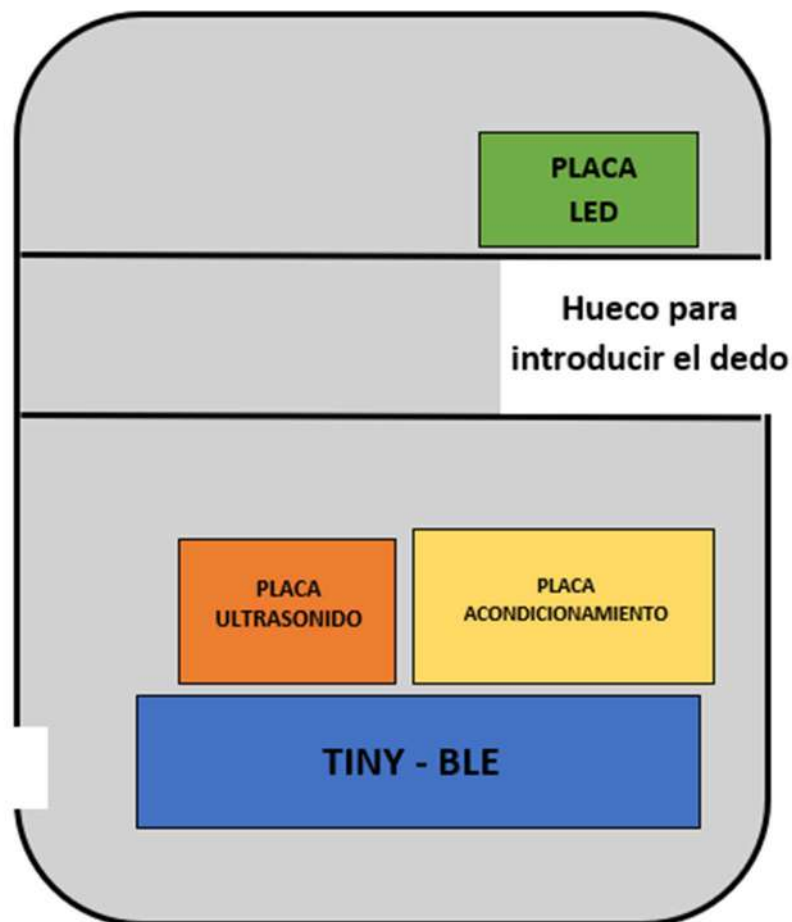


Figura 5.33: Disposición placas dentro de la envoltente (elaboración propia)

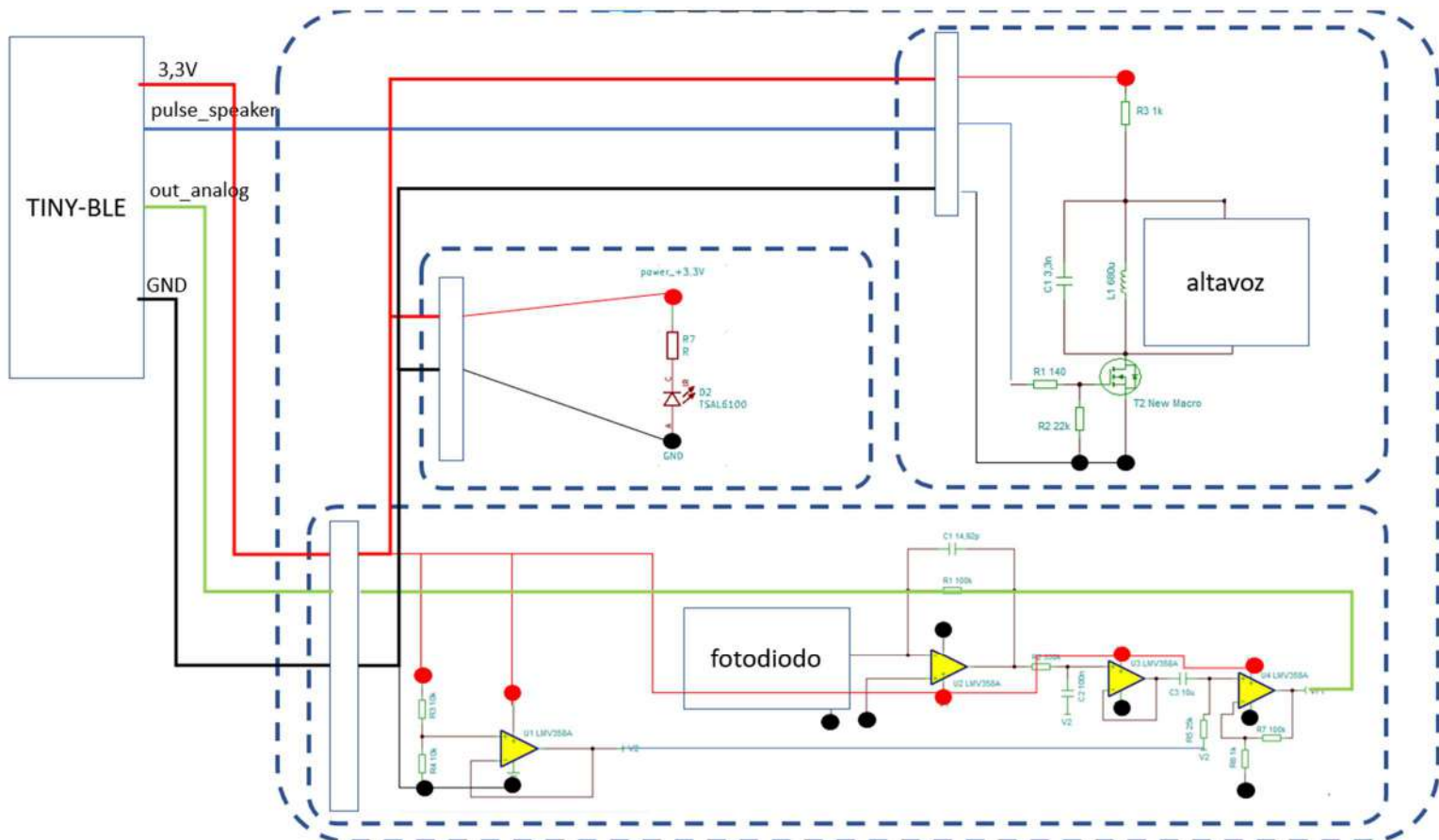


Figura 5.34: Cableado entre los elementos del dispositivo

Como se muestra, el elemento que se sitúa abajo del todo es la Tiny – BLE y encima de esta, la placa de acondicionamiento y la de ultrasonidos puesta una al lado de la otra. En la parte de arriba de la envolvente se situaría, en último lugar, la placa de iluminación que contiene el LED. De esta manera queda el fotodiodo debajo del dedo y el LED encima de este cuando se introduce para tomar las medidas.

Respecto al cableado, la Tiny – BLE se une al pin de 3,3V, al pin GND y al pin OUT de la placa de acondicionamiento. A estos mismos cables se conectan las otras dos placas y además la de ultrasonidos tiene una entrada a parte conectada con la Tiny BLE también.

5.3 Arquitectura lógica

En este apartado se explica el desarrollo del código que se ha implementado para controlar la Tiny - BLE. Para esto, como ya se me ha mencionado, se va a emplear la plataforma online de desarrollo de software MBED. Esta plataforma ofrece un sistema

operativo (microkernel) que permite trabajar con el ARM. En este sistema se incluye una API para trabajar con BLE, en la que están implementados los servicios estándar (como el BLE-UART que usaremos).

En el código debemos inicializar los puertos de escritura y lectura de la placa Tiny-BLE (el nRF51822) con el resto del sistema. Como se muestra en la Figura 5.34, se definen dos pines digitales de salida: con el altavoz de ultrasonidos y el LED, y un pin analógico de entrada, que toma el dato del sensor, y servirá para obtener la medida de glucosa.

El sistema operativo MBED ofrece una implementación de gestión de interrupciones periódicas: la función Ticker. En nuestro caso, una vez definidas las variables básicas, se crearán dos Tickers. Uno de ellos permitirá encender y apagar el altavoz, creando una señal cuadrada con la forma deseada (40kHz). El otro Ticker permitirá tomar muestras del sensor cada 4ms. El uso de este último Ticker se muestra en las siguientes líneas:

```
AnalogIn glucoseSignal(p5);
Ticker Sampler; //interrupcion: muestreo periodico del sensor de glucosa

...

void TakeSample() //toma una nueva muestra de glucosa del sensor
{
    lecturaSensor = glucoseSignal.read_u16();
    newsample = true; //el sensor ha recibido nueva infor y lo pongo en true
}
...

Sampler.attach_us(&TakeSample,4000);

...
```

Básicamente se ha inicializado el Ticker (Sampler) y, en el main.cpp, se asocia este Ticker a la función TakeSample y se le asigna una frecuencia de repetición (cada 4000us, es decir, 4ms). La función TakeSample incluye como vemos la lectura del sensor creado en el proyecto y poner a true una función que nos indicará que se ha producido esta nueva lectura. Como debe ser, el contenido de la función asociada al Ticker es de muy corta duración. La lectura del dato emplea el entorno AnalogIn, como se muestra también en las líneas de código copiadas arriba.

Los procesos de gestión del sistema de ultrasonidos y el de captura del dato se incluyen en un bucle while(1). El dato de glucosa resulta del análisis de 125 muestras (500ms). En ellos se evalúa la lectura máxima y mínima, y se aplica lo descrito en el Apartado 3.3.1.4: la diferencia entre valores extremos muestra el dato de glucosa en sangre (mg/l) (García Luque, 2020).

Para comprobar el correcto funcionamiento de estos dos procesos se puede implementar una conexión serie entre la Tiny-BLE y el ordenador, usando el mismo USB con el que gestionamos el proceso de carga de ficheros en el nRF51822. Una vez verificado que esta parte funciona correctamente, pasamos a implementar el servicio BLE al que llamaremos 'GLUCÓMETRO'. Para ello debemos incluir el proceso de inicialización y anuncio del dispositivo (GAP). El proceso lo facilita el uso de la API proporcionada por MBED. Las siguientes líneas muestran los pasos más relevantes:

```
BLEDevice ble;
UARTService *uartServicePtr;
...
ble.init();
ble.gap().onDisconnection(disconnectionCallback);
ble.gap().onConnection(connectionCallback);

ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::BREDR_NOT_SUPPORTED);
ble.setAdvertisingType(GapAdvertisingParams::ADV_CONNECTABLE_UNDIRECTED);
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::COMPLETE_LOCAL_NAME,
                                (uint8_t *)DEVICE_NAME, sizeof(DEVICE_NAME));
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::COMPLETE_LIST_128BIT_SERVICE_IDS,
                                (const uint8_t *)UARTServiceUUID_reversed, sizeof(UARTServiceUUID_reversed));

DFUService dfu(ble);
UARTService uartService(ble);
uartServicePtr = &uartService;

...

ble.setAdvertisingInterval(1000); /* 1000ms */
ble.gap().startAdvertising();

...
```

Se ha definido un dispositivo que solo puede comunicarse usando Bluetooth de Baja Energía, con un nombre determinado (DEVICE_NAME) y que gestiona un servicio UART. El dispositivo se anuncia cada 1000ms.

El main se ha definido de una manera más clara con el diagrama de flujo que se muestra en la Figura 5.35.

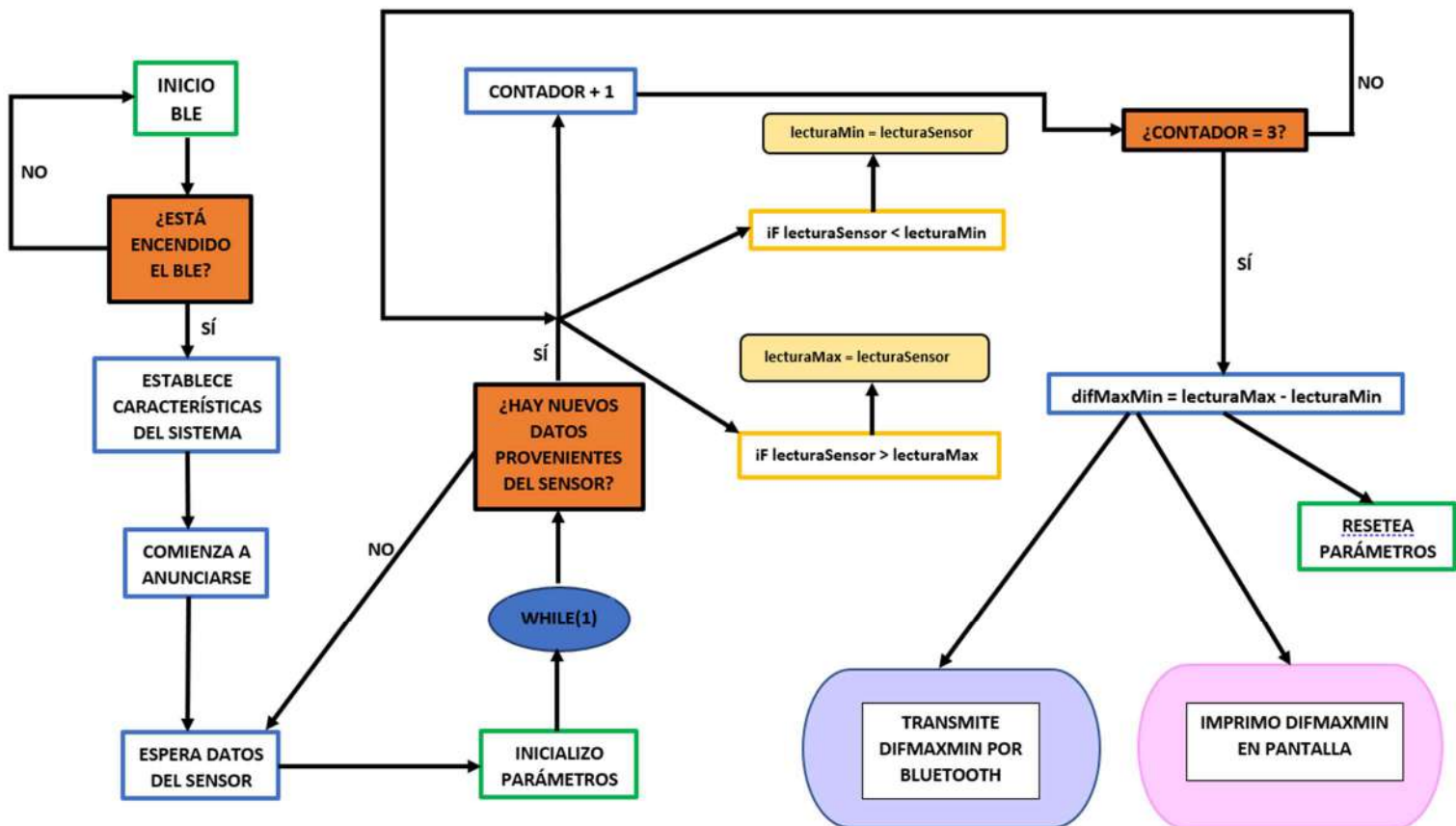


Figura 5.35: Diagrama flujo main del código del microcontrolador (elaboración propia)

Como se ha comentado, el sistema emplea para transmitir los datos el protocolo BLE y, en concreto, el servicio UART. Con este servicio, la comunicación entre dispositivo periférico y central emula un puerto serie. El dato por enviar se convierte en una frase (char[]) y se envía usando una función de escritura (write) disponible en el servicio UART. A continuación se muestra cómo se estructura este proceso. Cuando no se lee dato nuevo del sensor (newsample == false), el sistema queda en espera (ble.waitForEvent()).

```

while (true) {
    if (newsample) {
        newsample = false;

        ...

        sprintf (buffer, "%i\n", difMinMax);

        ...

        uart->write(buffer, strlen(buffer));

        ...
    }
    else {
        ble.waitForEvent();
    }
}

```

El código final se recoge en el Anexo F: Código del microcontrolador.

5.4 Envoltente

En este apartado se ha desarrollado el diseño de una carcasa exterior para contener todos los elementos del glucómetro y que sea así más portátil y cómodo de utilizar. Para el diseño se han cogido las medidas de las placas que se desarrollaron en Kicad y se ha estimado la altura del elemento más alto de cada PCB. Se ha implementado a mano primero y luego se ha llevado a SolidWorks para poder imprimirlo mediante una impresora 3D.

5.4.1. Bocetos

El diseño consta de las siguientes partes

- :Carcasa inferior (Figura 5.36): irán situadas en ella la Tiny-BLE, la batería portátil, la placa del circuito de captura acondicionamiento y la placa del circuito de ultrasonido. Contará con una pared interna para poder contener los elementos en su interior y evitar que se muevan. Además, consta de cuatro pivotes huecos que actuarán como mecanismo de cierre junto con los pivotes de la carcasa superior (Figura 5.37). También se ha añadido una plataforma para apoyar el dedo cómodamente durante la medición.

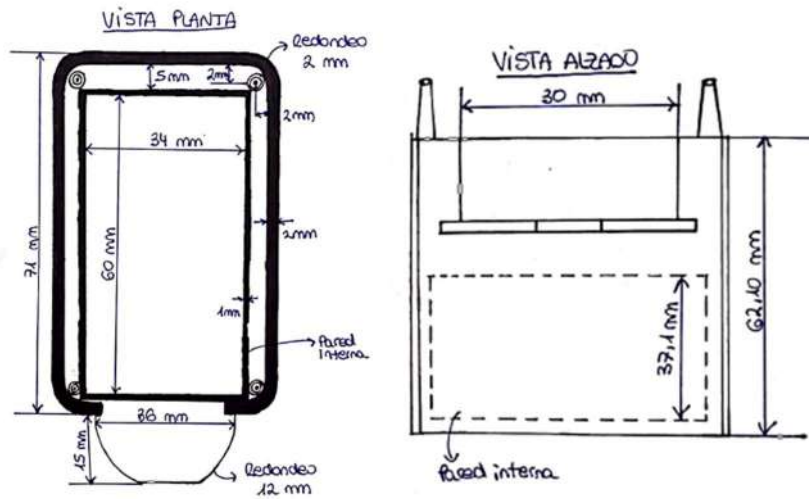


Figura 5.36: Boceto carcasa inferior envolvente.

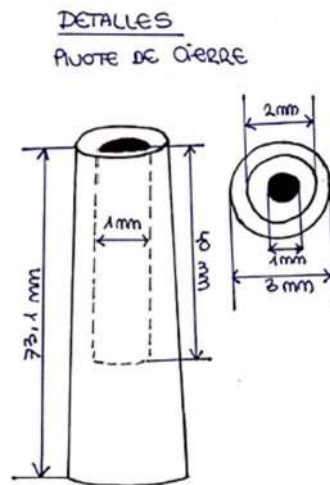


Figura 5.37: Detalles pivotes de cierre de la carcasa inferior.

- Carcasa superior (Figura 5.38): se situará en esta solo la placa del circuito de iluminación. Consta también de una pared interna para contener dicha placa y de cuatro pivotes de cierre como se indicó anteriormente (Figura 5.39).

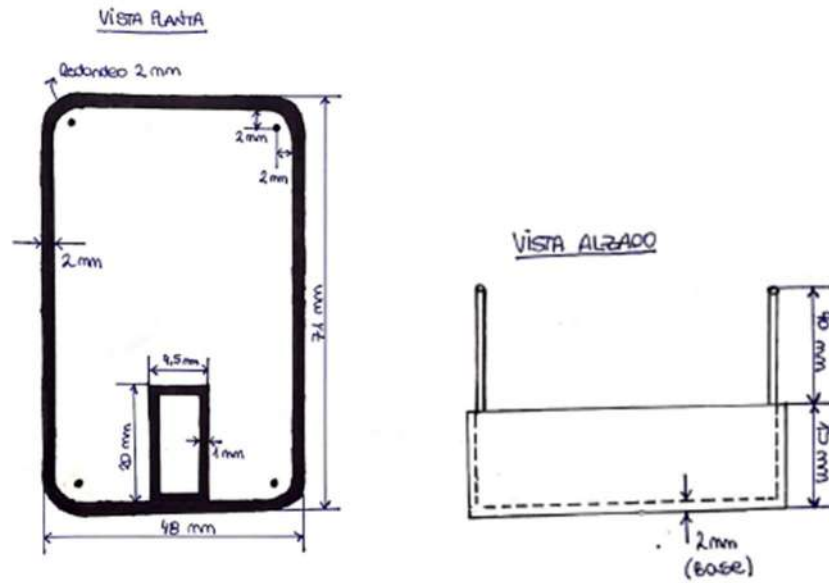


Figura 5.38: Boceto carcasa superior envolvente.

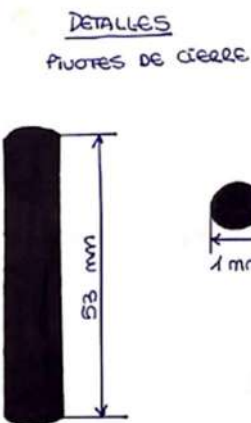


Figura 5.39: Detalles pivotes de cierre carcasa superior.

- Paredes intermedias (Figura 5.40): para poder introducir el dedo entre la placa del circuito de iluminación y del circuito de captura y acondicionamiento se han creado dos paredes intermedias de 3 milímetros de grosor que crean el hueco perfecto para poder introducir el dedo sin problema, dejando los cables y elementos aislados.

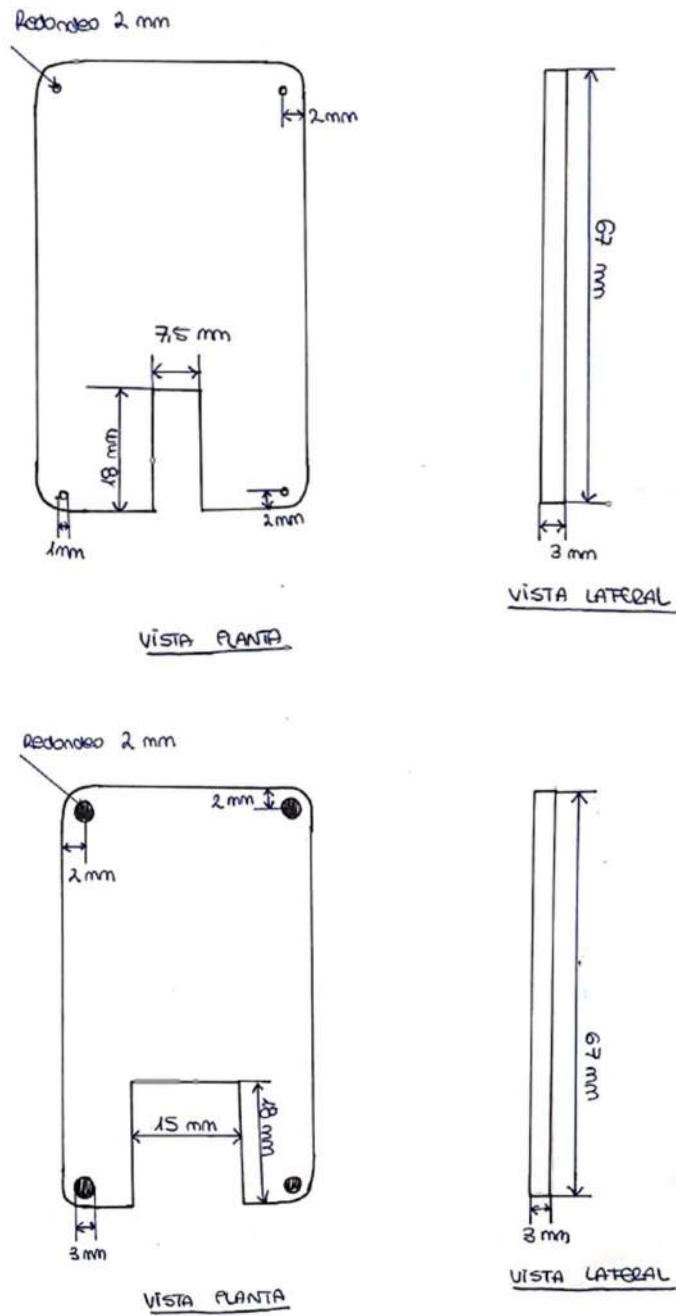


Figura 5.40: Pared intermedia superior (arriba) y pared intermedia inferior (abajo)

Por último, se ha realizado un boceto de la vista externa de la envolvente, se visualiza en la Figura 5.41. La forma en la que se disponen las placas y el resto de los elementos en su interior se muestra en la Figura 5.33 mostrada anteriormente.

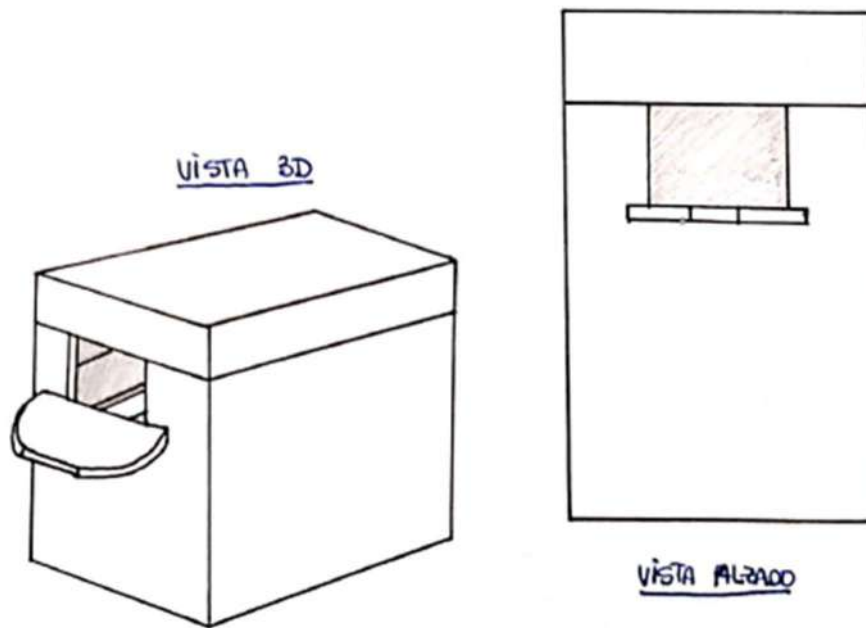


Figura 5.41: Boceto vista general del conjunto de la envolvente

5.4.2. Diseño en SolidWorks

Una vez implementados los bocetos, se lleva al programa de diseño gráfico SolidWorks para visualizar el modelo en 3D y poder imprimirlo. Se han implementado cinco archivos: carcasa superior (Figura 5.42), carcasa inferior (Figura 5.43), pared intermedia superior (Figura 5.44), pared intermedia inferior (Figura 5.45) y ensamblaje del conjunto (Figura 5.46). Los planos para visualizar correctamente las medidas de los elementos se encuentran en el Anexo D de este proyecto.

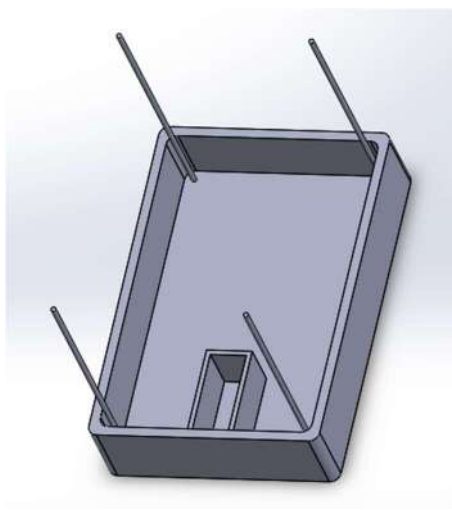


Figura 5.42: Visualización en SolidWorks de la carcasa superior

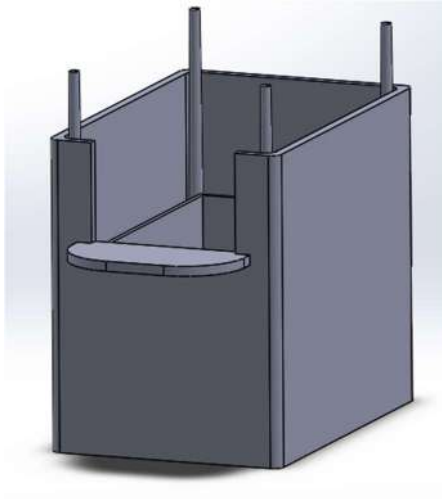


Figura 5.43: Visualización en SolidWorks de la carcasa inferior

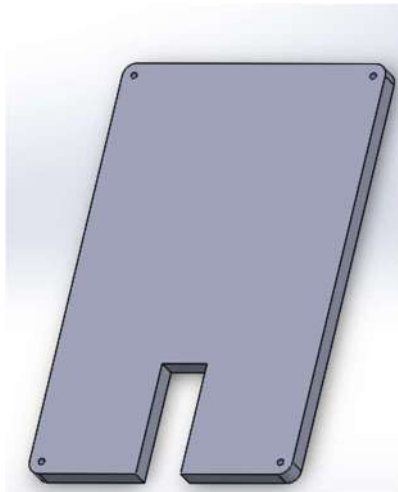


Figura 5.44: Visualización en SolidWorks de la pared intermedia superior

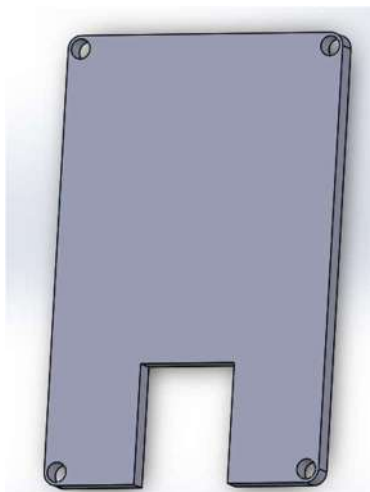


Figura 5.45: Visualización en SolidWorks de la pared intermedia inferior

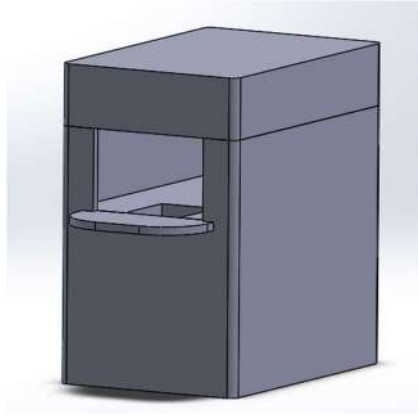


Figura 5.46: Visualización en SolidWorks del ensamblaje del conjunto

5.5 Montaje del dispositivo físico

Una vez que se ha terminado toda la parte de diseño, tanto de hardware como de software, se procede a la fabricación de las placas del dispositivo mediante la soldadura de los componentes en las PCB diseñadas. Con los elementos soldados, ya tendríamos listos los módulos de acondicionamiento (Figura 5.47, izquierda), iluminación (Figura 5.47, en medio) y ultrasonidos (Figura 5.47, derecha).

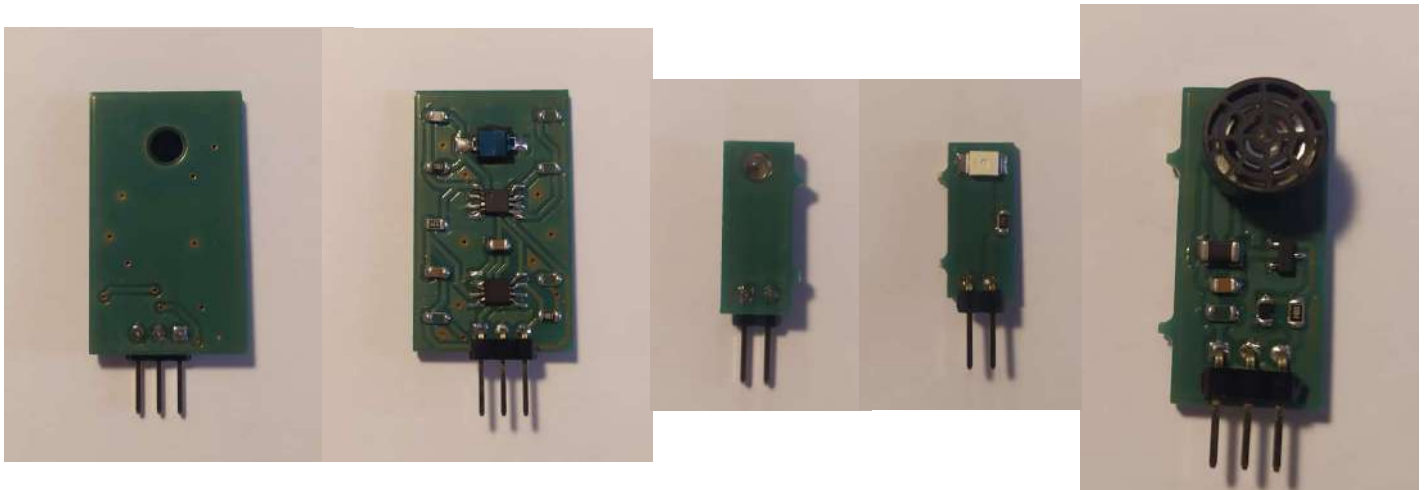


Figura 5.47: Placas con los elementos soldados

Por último sólo quedaría conectar el cableado con todos los elementos como se mostró en la Figura 5.34 e introducirlos dentro de una caja de cartón que se emplea para evitar que las medidas tengan mucho ruido debido a la luz exterior. Se deben colocar los elementos como se establece en la Figura 5.33. Finalmente añadiendo un hueco a la caja para extraer un cable, se le conecta la power-bank a la Tiny-ble para que cargue y se pueda emplear sin depender del ordenador. El resultado del montaje se muestra en la Figura 5.48. Finalmente no fue posible imprimir la carcasa diseñada en plástico y se empleó en su lugar una caja de cartón para evitar la entrada de luz en el dispositivo, lo que nos proporcionará una medida un poco más pobre que si fuera la carcasa pensada.

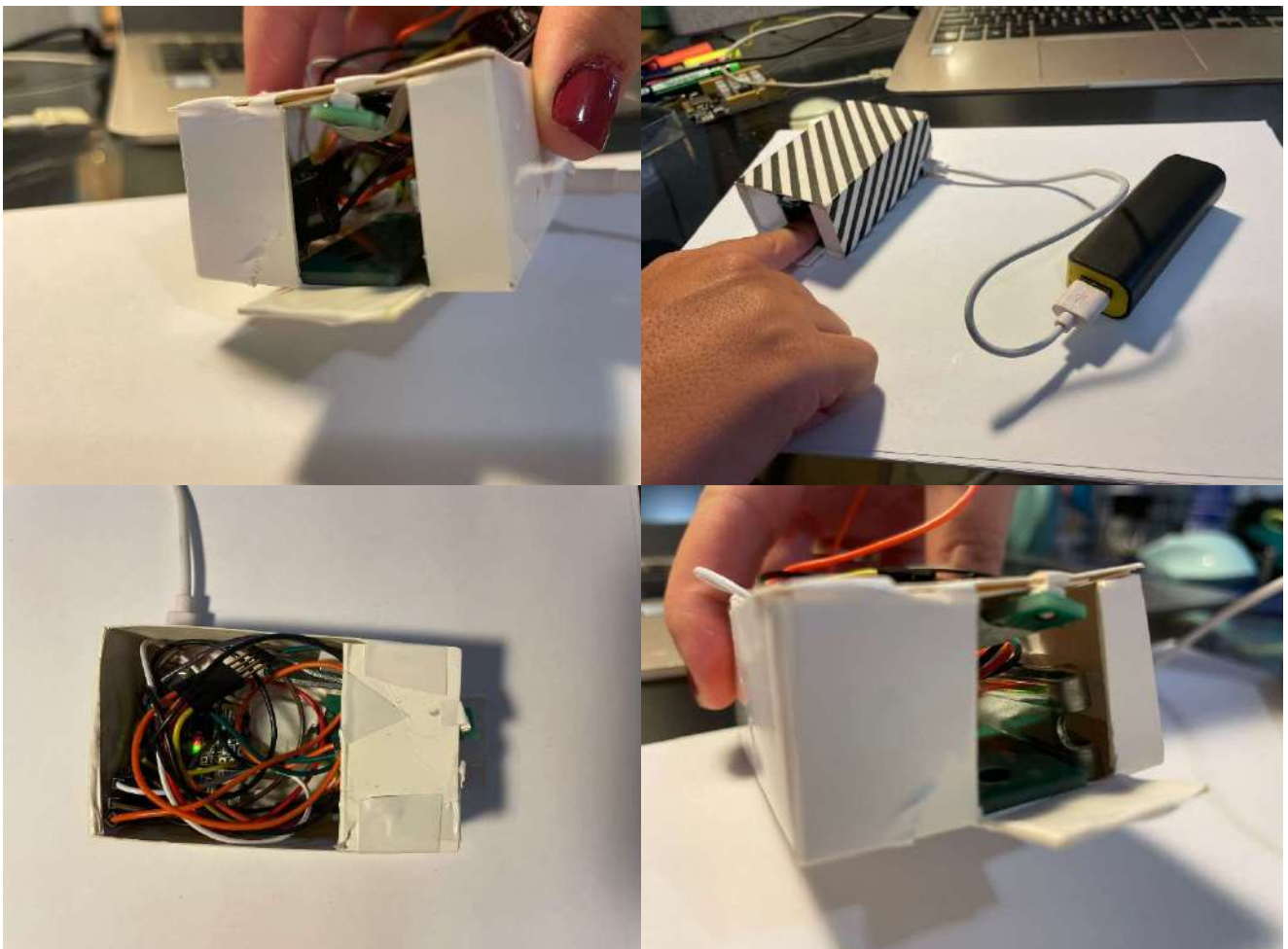


Figura 5.48: Resultado final del prototipo físico

6 Pruebas

6.1 Verificación del sistema

Una vez implementado el dispositivo, se procedió a la toma de medidas para la verificación del correcto funcionamiento del dispositivo.

En primer lugar se tomaron las medidas sin el altavoz de ultrasonidos en funcionamiento para comprobar después su eficacia. Los individuos de los que se obtuvieron las medidas fueron todos pacientes sanos, sin diabetes ni ningún problema asociado a ella. Los datos obtenidos (sin el módulo de ultrasonidos en funcionamiento) de dichos pacientes se recogen en la Tabla 6.1. cabe destacar que todas las medidas se realizaron a la misma hora y habiendo todos los paciente es ingerido el desayuno, para que las medidas estén igualadas y se pueda ver como varía el nivel de glucemia con la edad.

Nº PACIENTE	MEDICIÓN OBTENIDA	EDAD	SEXO
1	neusample IN: 726 neusample IN: 720 neusample IN: 714 Nivel de glucosa: 97 mg/dl	21	Hombre
2	neusample IN: 611 neusample IN: 610 neusample IN: 607 Nivel de glucosa: 127 mg/dl	58	Mujer
3	neusample IN: 126 neusample IN: 132 neusample IN: 135 Nivel de glucosa: 118 mg/dl	55	Mujer
4	neusample IN: 458 neusample IN: 466 neusample IN: 475 Nivel de glucosa: 130 mg/dl	60	Hombre
5	neusample IN: 933 neusample IN: 927 neusample IN: 920 Nivel de glucosa: 103 mg/dl	24	Mujer

Tabla 6.1: Datos obtenidos de los pacientes sin altavoz de ultrasonidos

Teniendo en cuenta que en un paciente sano adulto la medida normal sería de entre 90 y 130 mg/dl, podemos observar que las medidas que se obtuvieron aparentan ser bastante fieles con la realidad. También destaca la crecida de nivel de glucosa que se produce con la edad. Al no ser pacientes diabéticos, no se ha podido esclarecer si el sexo es una característica determinante o no al tomar las medidas.

A continuación se conectó el altavoz de ultrasonidos para comprobar su eficacia sobre las medidas. Los datos obtenidos entonces fueron los recogidos en la Tabla 6.2.

Nº PACIENTE	MEDICIÓN OBTENIDA	EDAD	SEXO
1	<pre> neusample IN: 555 neusample IN: 554 neusample IN: 606 Nivel de glucosa: 99 mg/dl </pre>	21	Hombre
2	<pre> neusample IN: 525 neusample IN: 505 neusample IN: 456 Nivel de glucosa: 121 mg/dl </pre>	56	Mujer
3	<pre> neusample IN: 588 neusample IN: 580 neusample IN: 640 Nivel de glucosa: 113 mg/dl </pre>	57	Mujer
4	<pre> neusample IN: 600 neusample IN: 593 neusample IN: 654 Nivel de glucosa: 132 mg/dl </pre>	60	Hombre
5	<pre> neusample IN: 545 neusample IN: 578 neusample IN: 619 Nivel de glucosa: 105 mg/dl </pre>	24	Mujer

Tabla 6.2: Datos obtenidos de los pacientes con altavoz de ultrasonidos

Se puede observar que los datos varían un mínimo, lo que nos confirma que el módulo de ultrasonidos también funciona y cumple su función como se esperaba.

Para una correcta validación habría que comparar los datos con los tomados con un glucómetro convencional.

6.2 Verificación del servicio BLE - UART

Para la visualización de los datos que se transmiten por BLE se ha empleado la aplicación nRF connect de Nordic Semiconductors (Figura 6.1). Es una herramienta que se descarga de la tienda de cualquier dispositivo móvil y sirve para detectar todos los servicios bluetooth que nos rodean y nos permite acceder a ellos y visualizar sus características.



Figura 6.1: Aplicación nRF connect

Dicha aplicación nos permite por tanto visualizar lo mismo que Teraterm pero sin depender de un ordenador para ello. Abriendo la aplicación lo primero que nos aparece son los distintos dispositivos bluetooth que se encuentran alrededor (Figura 6.2):

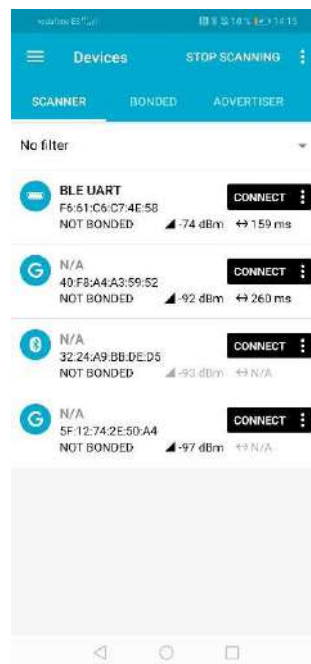


Figura 6.2: Captura dispositivos disponibles

Una vez conectado con el dispositivo, se puede acceder a los servicios y atributos que ofrece como se muestra en la Figura 6.3.

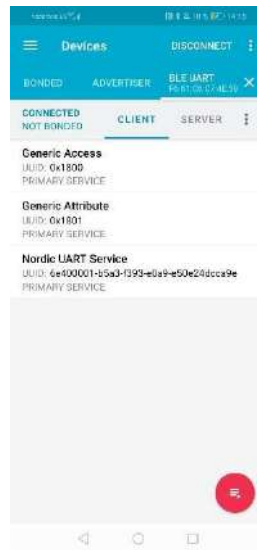


Figura 6.3: Servicios y atributos del dispositivo

Dentro de Nordic UART service es donde se ofrecen los servicios que aporta el dispositivo (Figura 6.4), es decir, se pueden observar dentro de esta pestaña los datos de lectura y escritura que se recogen en la toma de medidas.



Figura 6.4: Servicios del dispositivo

Cuando el dispositivo comienza a recibir información (Figura 6.5. Derecha), entonces se añade un campo value en las características de tx (escritura) que se corresponde con el valor de la glucosa que se recogió al poner el dedo (Figura 6.5. Izquierda).

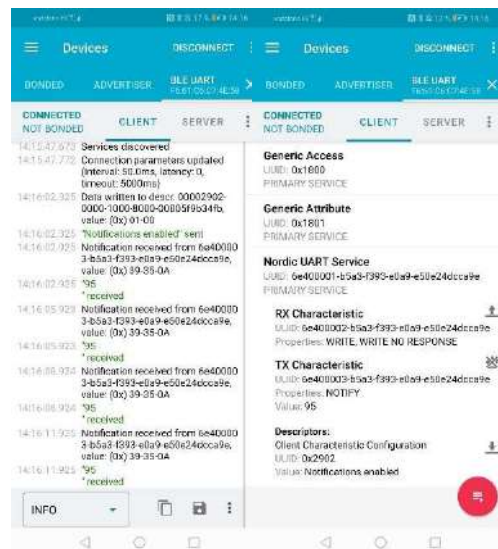


Figura 6.5: dispositivo recibiendo datos (izquierda), valor de la glucosa registrado en nRF (derecha).

Por tanto a la vista de las capturas podemos confirmar que el servicio BLE – UART que se ha implementado para el dispositivo funciona bien y devuelve el valor esperado.

7 Conclusiones y líneas futuras

Este proyecto tenía como objetivo principal diseñar un glucómetro que fuera de tipo no invasivo, obteniendo además un dispositivo físico. Además, tenía una serie de subobjetivos detrás para poder llegar al final.

El objetivo principal, que era el diseño e implementación del glucómetro, ha sido cumplido obteniendo un prototipo que proporciona una medida fiable, es portátil, de tamaño reducido, no invasivo y que toma medidas mediante infrarrojos.

De los subobjetivos establecidos tenemos:

- Se ha hecho un análisis en profundidad del funcionamiento de la diabetes.
- Se ha determinado la metodología de trabajo estableciendo que funciona mediante fotopletismografía e infrarrojos de espectro cercano.
- Se ha obtenido un dispositivo de tamaño reducido y con una batería externa portátil que lo alimenta.
- Se ha implementado el hardware necesario mediante el diseño y soldadura de las tres protoboard necesarias.
- Se ha diseñado una envolvente para contener todos los elementos del prototipo.
- Se ha diseñado un código fuente para controlar el dispositivo.
- Se ha validado el dispositivo comparando las medidas obtenidas con las que deberían obtenerse de un paciente sano en condiciones normales.
- Se ha establecido una conexión bluetooth mediante la Tiny BLE a un dispositivo externo para visualizar los datos.

Por tanto, como se puede observar se han cumplido todos los subobjetivos fijados y el objetivo principal de este proyecto.

Respecto al prototipo implementado no se puede decir que proporcione una medida más o menos fiable que un glucómetro convencional (de tipo invasivo) pero lo que sí se puede afirmar es que es más cómodo debido a que no es invasivo, lo que supone una gran ventaja.

Respecto a las líneas futuras, hay una serie de mejoras que se podrían hacer para mejorar el prototipo:

- Mejora de la envoltura para que el paciente no toque de ninguna forma el fotodiodo y evitar así errores en las lecturas.
- Crear una aplicación propia para visualizar los datos sin depender de NRFconnect.
- Implementar una pantalla en el propio dispositivo para visualizar los datos de manera directa.
- Crear una base de datos segura en el propio dispositivo para almacenar los datos y que el paciente pueda comparar las medidas semanales y ver sus estadísticas.
- Realización pruebas en pacientes diabéticos, para comprobar la eficacia real de las medidas.
- Comparación de las medidas obtenidas con las que proporciona un glucómetro convencional.

Referencias

- Abril Díaz, N., Bárcenas Ruiz, J., Fernández Reyes, E., Galván Cejudo, A., Jordán Novo, J., Peinado Peinado, J., . . . Túnez Fiñana, I. (2008). *Espectrofotometría: Espectros de absorción y cuantificación colorimétrica de biomoléculas*. (D. d. Molecular, Ed.) Recuperado el 12 de Junio de 2021, de https://www.uco.es/dptos/bioquimica-biol-mol/pdfs/08_ESPECTROFOTOMETRIA.pdf
- Celi, G., Rocha, M., & Yapur, M. (2010). *Mediciones Fotopletismográficas*. Recuperado el 14 de Junio de 2021, de https://www.researchgate.net/profile/Miguel-Yapur/publication/277801575_Mediciones_fotopletismograficas/links/559f57a308ae03c44a5cf072/Mediciones-fotopletismograficas.pdf
- Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades. (2020). *Diabetes Gestacional CDC*. Recuperado el 16 de Mayo de 2021, de <https://www.cdc.gov/pregnancy/spanish/diabetes-gestational.html>
- Colino, E. (2020). *Tipos de Diabetes*. (Novo Nordisk farmacéutica) Recuperado el 29 de Mayo de 2021, de <https://www.fundaciondiabetes.org/infantil/177/tipos-de-diabetes-ninos>
- Feduchi Canosa, E., Romero Magdalena, C., Yáñez Conde, E., & García - Hoz Jiménez, C. (2021). *Bioquímica. Conceptos esenciales* (3ª ed.). Editorial Médica Paramericana. Recuperado el 15 de Mayo de 2021
- Fernández Barahona, Á. M. (2015). *TFG - Análisis e implementación de un sensor para la detección no invasiva de glucosa*. Trabajo Fin de Grado, Universidad de Sevilla, Departamento Ingeniería de Sistemas y Automática.
- Galiana Llinares, A. N. (2017). *Diseño y desarrollo de herramienta didáctica para el aprendizaje de la gestión de diabetes de tipo 1 en niños*. Universidad Politécnica de Valencia, Automática e Informática industrial. Recuperado el 13 de Junio de 2021
- García Luque, R. (2020). *Diseño de un Glucómetro no invasivo*. Universidad de Málaga, Trabajo Fin de Grado. Recuperado el 2021

- Guevara Codina, E. (2008). *Técnica conjunta óptica - eléctrica para el muestreo no invasivo de glucosa in vivo*. San Luis Potosí, México: Universidad Autónoma De San Luis Potosí. Recuperado el 17 de Junio de 2021, de <https://ninive.uaslp.mx/xmlui/bitstream/handle/i/2273/MAC1STCO00801.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- International Diabetes Federation. (2019). *Atlas de la Diabetes* (9ª ed.). Recuperado el 20 de Mayo de 2021, de <https://idf.org/>
- J. Velasco, J. (19 de Agosto de 2011). *Implante fluorescente para monitorizar la glucosa en sangre*. Recuperado el 17 de Junio de 2021, de <https://www.fundaciondiabetes.org/upload/noticias/8947/v0027.pdf>
- Laboratorios Cinfa. (s.f.). *Diabetes CINFASALUD*. Recuperado el 29 de Mayo de 2021, de <https://cinfasalud.cinfa.com/p/diabetes/>
- López Toctaguano, V. L., & Oñate Amaguaña, W. P. (2014). *Tesis - Diseño e implementación de un glucómetro no invasivo*. Trabajo Fin de Grado, Universidad Politécnica Salesiana Ecuador, Electrónica. Recuperado el 14 de Junio de 2021, de <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/6332/1/UPS-ST001080.pdf>
- Massó, T., & Escobar Jiménez, F. (2009). *La Diabetes Mellitus en la práctica clínica*. Editorial Médica Panamericana. Recuperado el 23 de Mayo de 2021
- Microchip Technology Inc. (Octubre de 2014). Cálculo de la distancia. Cómo utilizar un dispositivo de ultrasonidos para detectar la distancia. Recuperado el Abril de 2021, de <https://www.redeweb.com/ficheros/articulos/microchip.pdf>
- Narkhede, P., Dhalwar, S., & Karthikeyan, B. (November de 2016). NIR Based Non - Invasive Blood Glucose Measurement. (D. o. Technologys, Ed.) *Indian Journal of Science and Technology*, 9, 1-7. doi:10.17485/ijst/2016/v9i41/98996
- Novo Nordisk Farmacéutica. (30 de Mayo de 2016). *Sistemas de monitorización continua de glucosa*. (Novo Nordisk farmacéutica) Recuperado el 20 de Mayo de 2021, de Fundación para la Diabetes de novo nordisk: <https://www.fundaciondiabetes.org/>

Novo Nordisk Farmacéutica. (s.f.). *Fundación para la Diabetes Novo Nordisk*. (N. Nordisk, Productor) Recuperado el 20 de Mayo de 2021, de <https://www.fundaciondiabetes.org/>

NXP Semiconductors. (2014). *S12ZVL LIN Enabled Ultrasonic Distance Measurement*. Recuperado el Marzo de 2021, de <https://www.nxp.com/docs/en/application-note/AN4841.pdf>

Oliver, N., Toumazou, C., Cass, A., & Johnston, D. (2009). Glucose sensors: a review of current and emerging technology. (I. o. Medicine, Ed.) *Diabetic Medicine*(26), 197-210. doi:10.1111/j.1464-5491.2008.02642.x

Páez, X., Mazei - Dávila, C. A., & Hernández, L. (2003). Microdiálisis subcutánea: una técnica simple para la monitorizar el ambiente bioquímico extracelular. Combinación con electroforesis capilar y detección mediante fluorescencia inducida por láser. *Investigación Clínica*, 44(3), 227 - 239. Recuperado el 17 de Junio de 2021, de http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0535-51332003000300006

PVEducation. (2018). *Coeficiente de absorción - PVEducation*. Recuperado el 14 de Junio de 2021, de <https://www.pveducation.org/es/fotovoltaica/dispositivos-semiconductores/coeficiente-de-absorci%C3%B3n#:~:text=El%20coeficiente%20de%20absorci%C3%B3n%20determina,a%20esa%20longitud%20de%20onda>.

Real Academia de Ingeniería. (2021). *Diccionario - Acepciones - Cromógrafo*. Recuperado el 14 de Junio de 2021, de <http://diccionario.raing.es/es/lema/crom%C3%B3foro>

Renard, E. (2008). Implantable Continuous Glucose Sensor. *Current Diabetes Reviews*, 4. doi:10.2174/157339908785294406

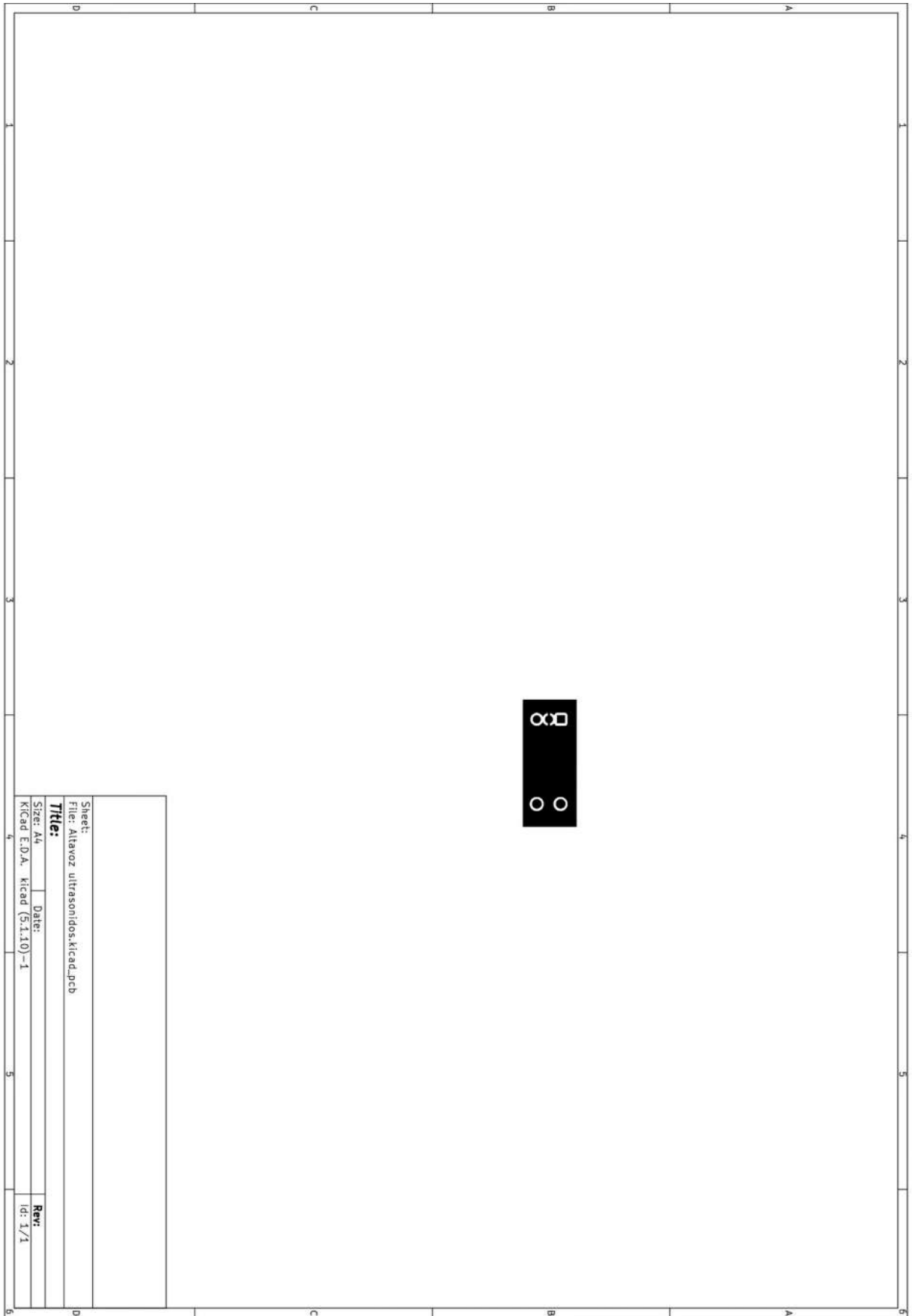
Rodríguez, D. G., Cisternas, D., Zuñiga, D., & Espinoza, D. O. (1 de Abril de 2003). *Principios físicos del ultrasonido - CERPO*. (U. d. Chile, Ed.) Recuperado el 14 de Junio de 2021, de <https://cerpo.cl/descargar/742a00c2f63b9ddf74394eb8b315f0a6/ver>

- Sampath Kumar, K., Bhowmik, D., & Komala, M. (Mayo de 2013). Transdermal Sonophoresis Technique- An Approach for Controlled Drug Delivery. (D. o. Sciences, Ed.) *Indian Journal of Research in Pharmacy and Biotechnology*, 1(3). Recuperado el 17 de Junio de 2021
- Sánchez Alonso, I. (2014). *Espectroscopia*. (Instituto de Ciencia y Tecnología de Alimentos y Nutrición) Obtenido de <https://www.ictan.csic.es/servicios/servicios-analiticos/espectroscopia-2/>
- Sumanth, G., Prakash Atpadkar, P., DL Reddy, D., Raghava D.R., P. S., Kumar Reddy, P. N., & Teja Ramayanapu, B. (2020). The Role of Microneedle in the Transdermal Delivery of Insulin in Future Aspects. *International Journal of PharmaO2*. Recuperado el 17 de Junio de 2021, de https://www.researchgate.net/publication/348676357_The_Role_of_Microneedle_in_the_Transdermal_Delivery_of_Insulin_in_Future_Aspects
- Termia Deep. (2021). *Termia Deep. Equipos para profesionales de la fisioterapia, medicina deportiva y estética*. Recuperado el 17 de Junio de 2021, de <https://termiadeep.com/sonoforesis-en-tratamientos-esteticos/>
- Universidad Miguel Hernández - Departamento de Biología Aplicada. (2020). *Transmitancia, Absorbancia y Ley de Lambert - Beer*. Recuperado el 14 de Junio de 2021, de https://repositorio.innovacionumh.es/Proyectos/P_22CursoMateriales/Miguel_Angel_Sogorb/Wimba/Espectroscopia_05.htm
- Vidal - Ríos, P., Rodríguez, M., & Figuerola , D. (2017). Capítulo 3. Monitorización Continua de Glucosa: Utilidad Clínica. En *Nuevas Tecnologías en el Tratamiento de la Diabetes*. Recuperado el 17 de Junio de 2021, de <http://frcf.cat/wp-content/uploads/2017/12/Nuevas-tecnologias-en-el-seguimiento-y-control-del-paciente-diabetico-capitulo-3.pdf>
- Wang, H.-C., & Lee, A.-R. (2015). Recent developments in blood glucose sensors. *Journal of Food and Drug Analysis*(23), 191 - 200. Recuperado el Junio 15 de 2021, de <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S1021949815000174?token=1B9124067BFDEAF9F764F6E44C0B342B5EAF4442EF4471AFED0306BC0EBBA96>

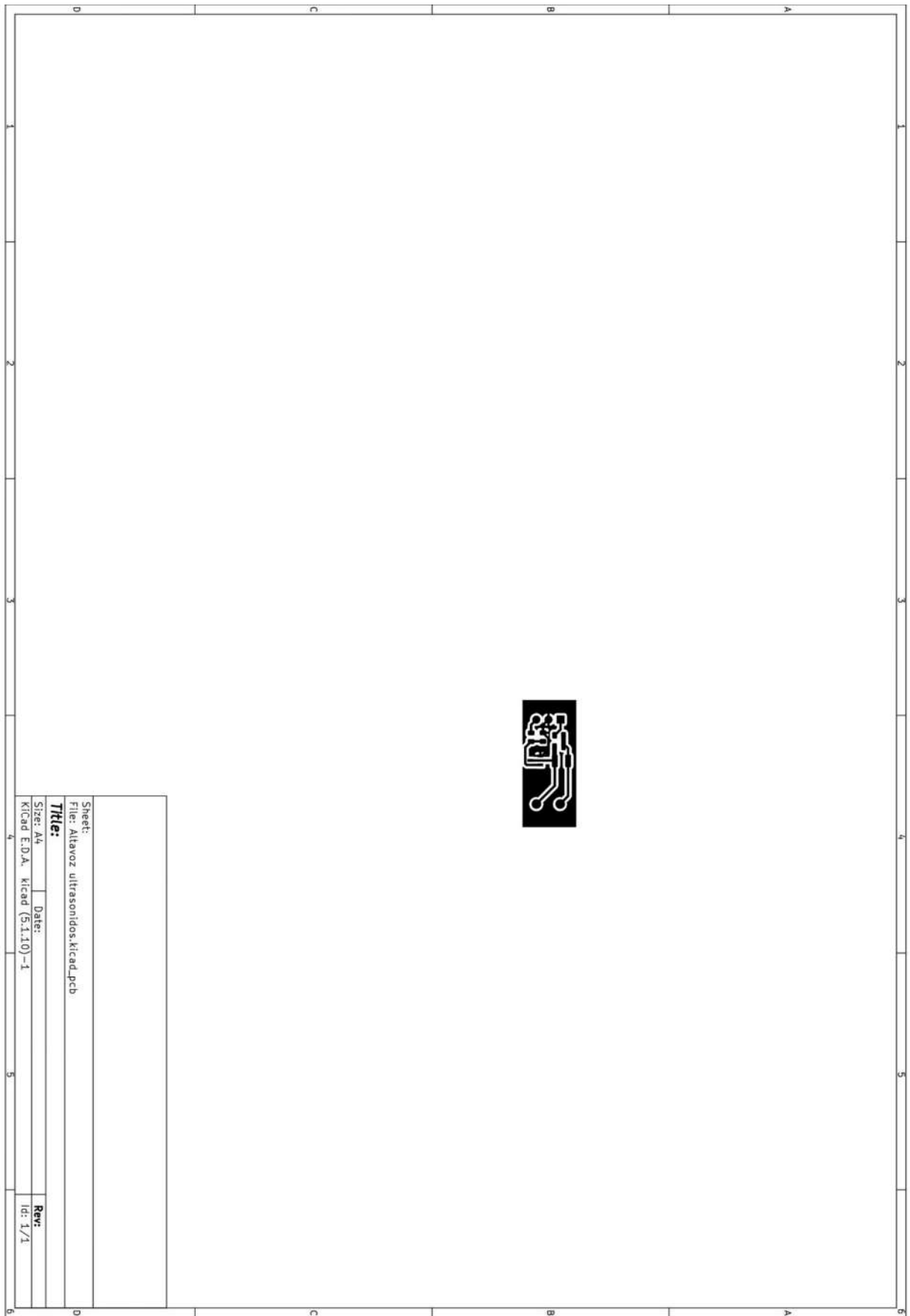
C9D8C5CAE98D1B6DC70C6EC691C7D5388&originRegion=eu-west-1&originCreation=20210615163943

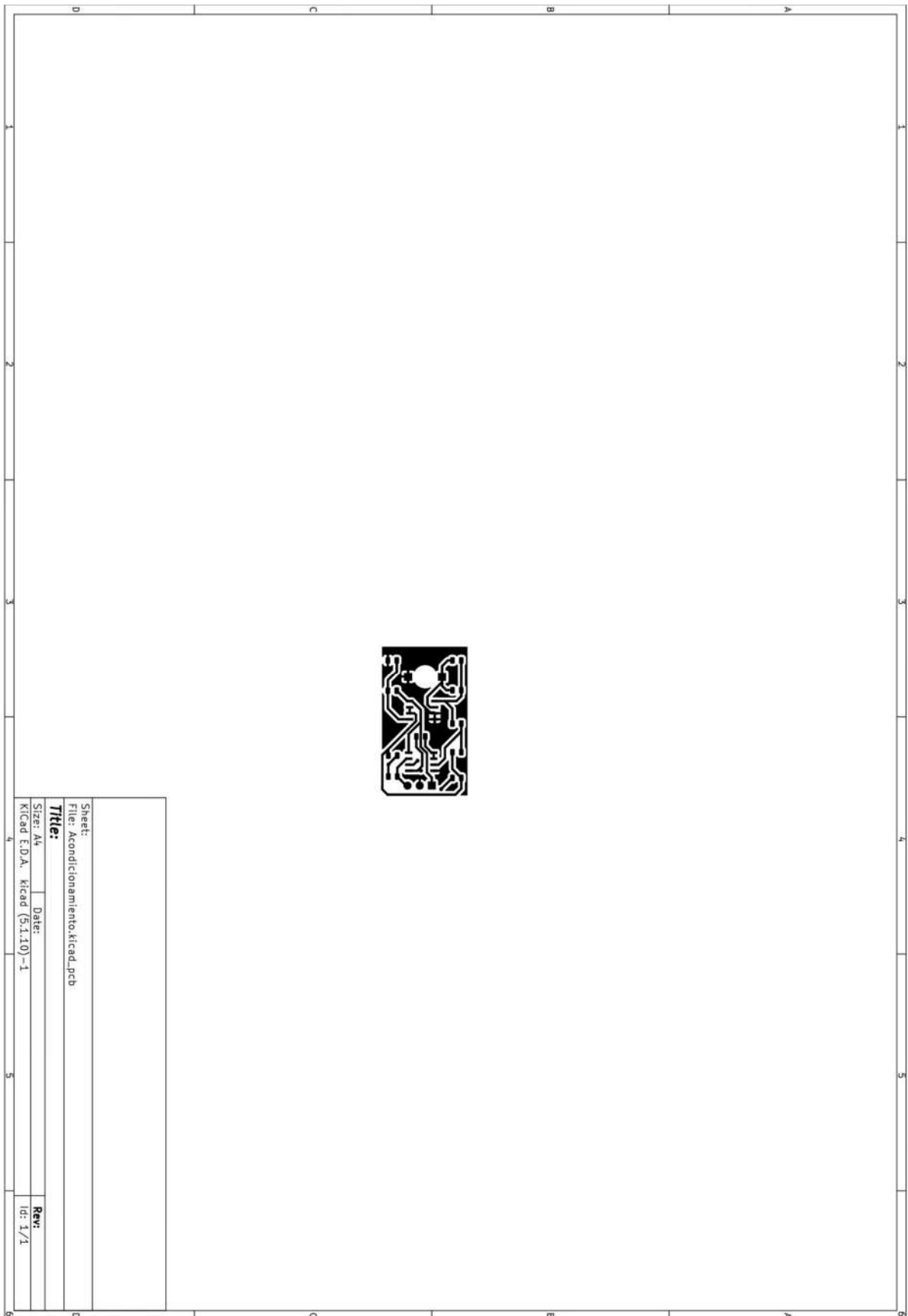
Anexo A - Ficheros Gerber

En este anexo se incluyen las imágenes de los ficheros Gerber que se generaron al crear la placa de circuito impreso en Kicad. Se muestran la vista trasera y delantera de cada una de las tres placas, empezando por la placa de acondicionamiento, continuando con la de ultrasonidos y concluyendo con la de iluminación.

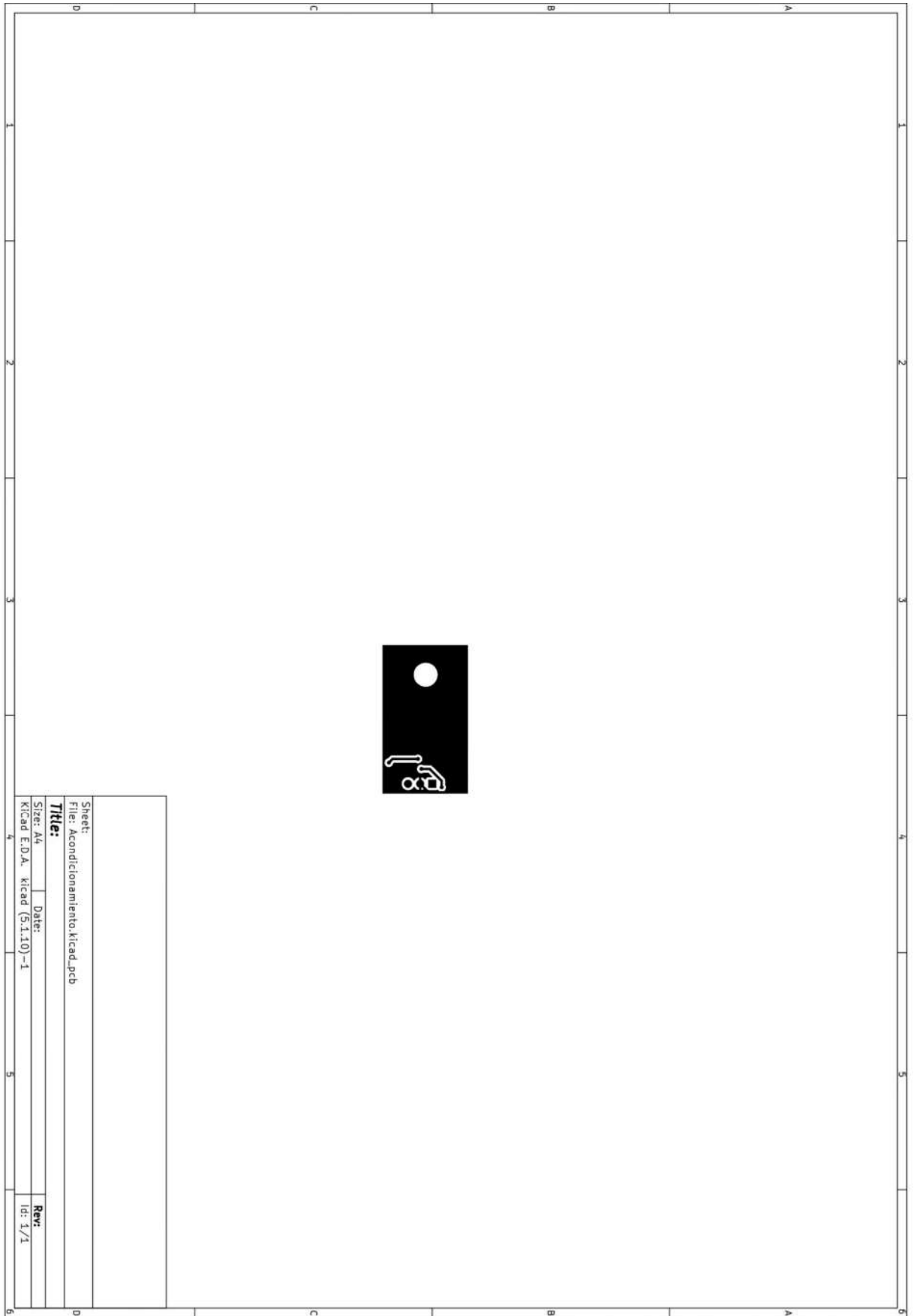


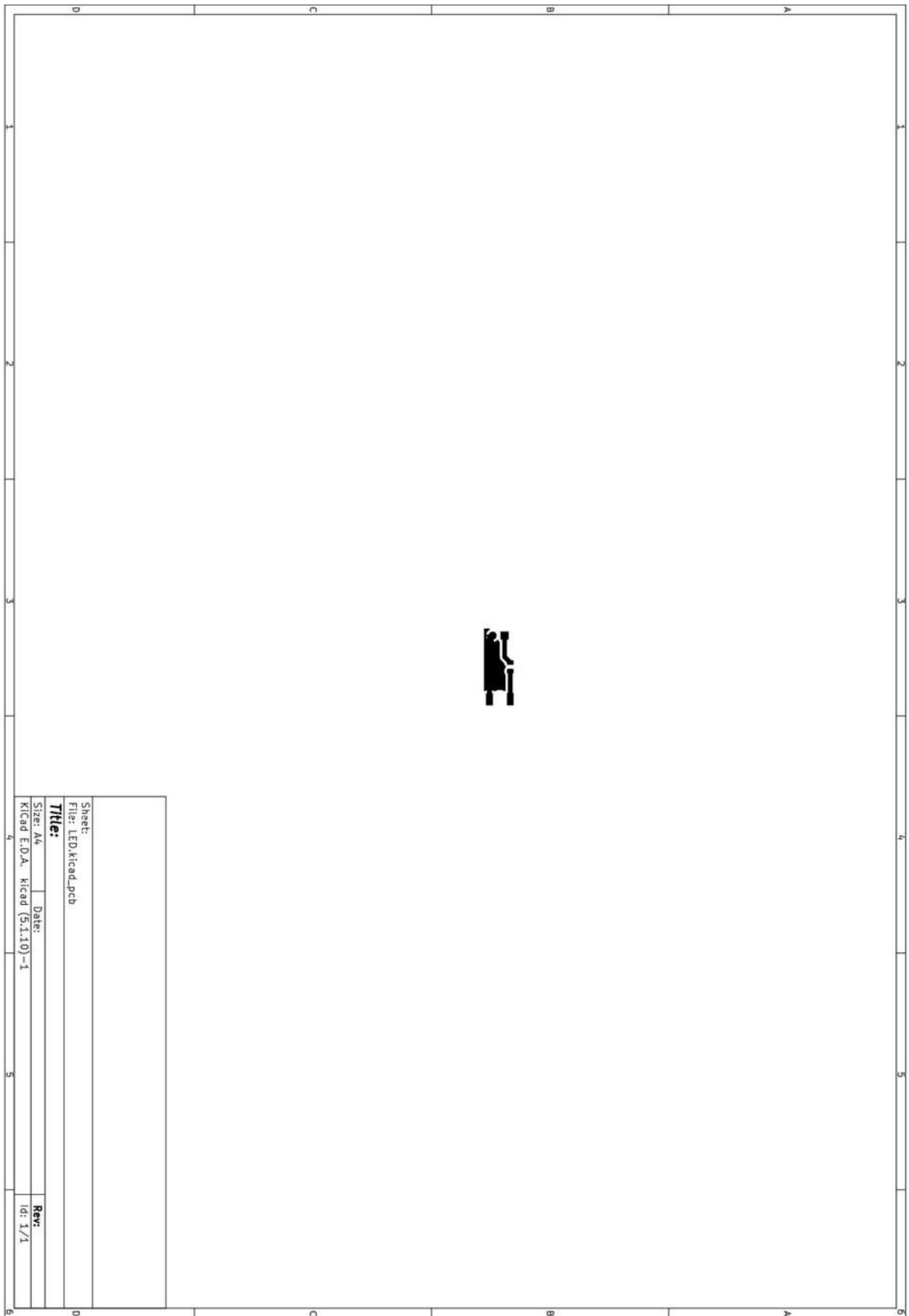
Sheet:	
File: Altavoz ultrasonidos.kicad.pcb	
Title:	
Size: A4	Date:
KiCad E:DA, Kicad (5.1.10)-1	
Rev:	
Id: 1/1	

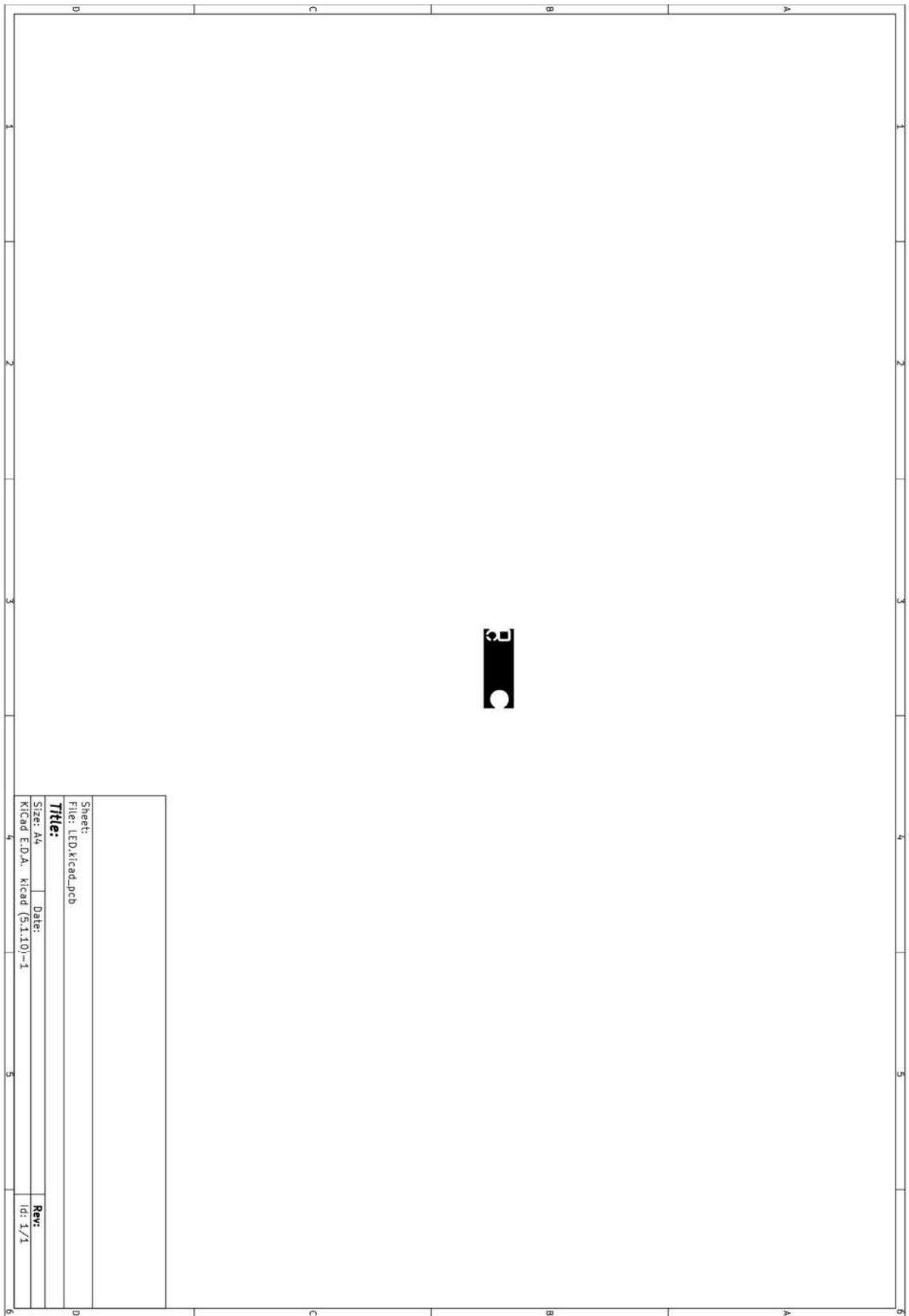




Sheet:		File: Acondicionamiento.kicad_pcb	
Title:			
Size: A4	Date:		
Kicad E.O.A. Kicad (5.1.10)-1		Rev:	Id: 1/1



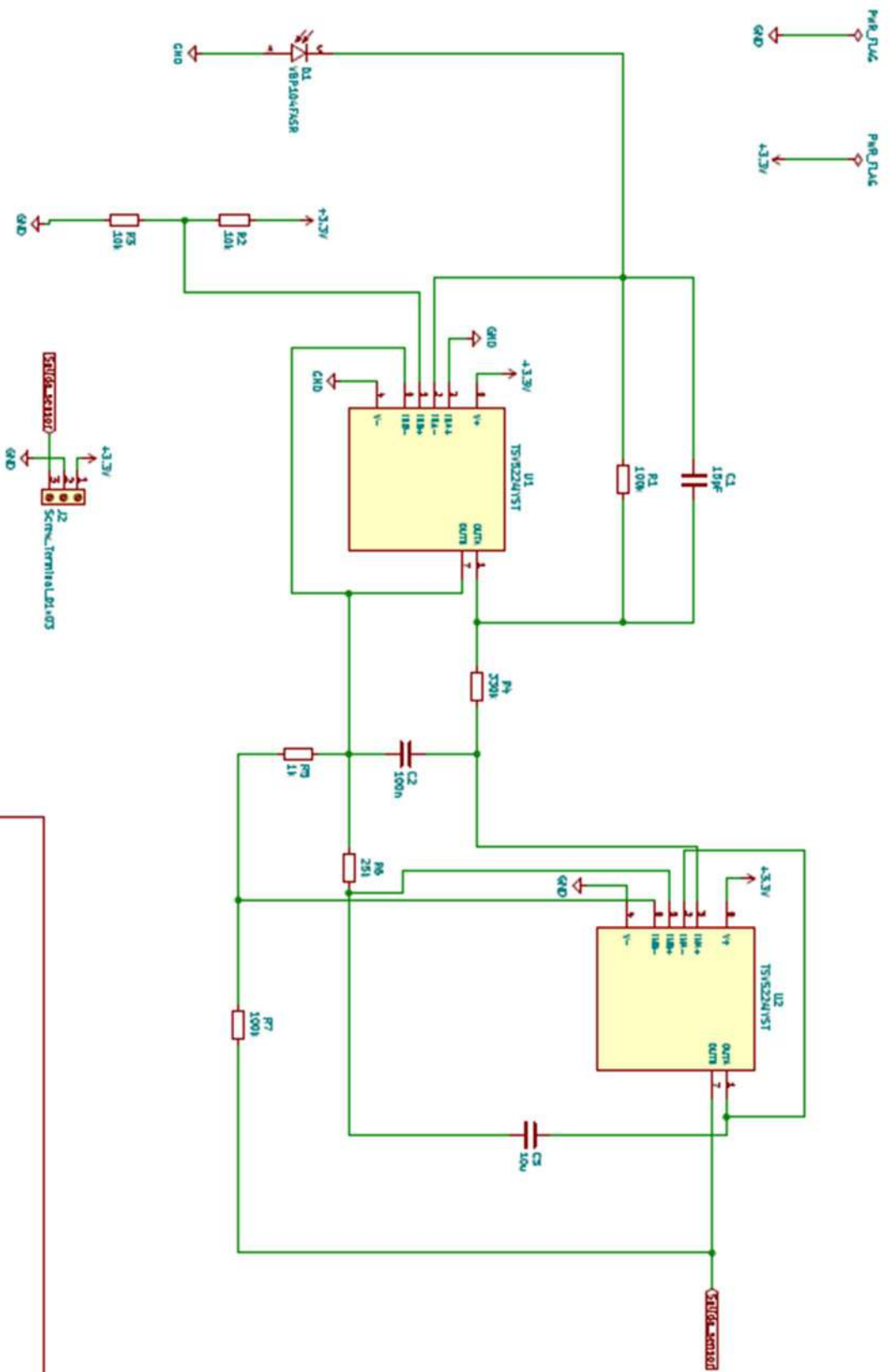




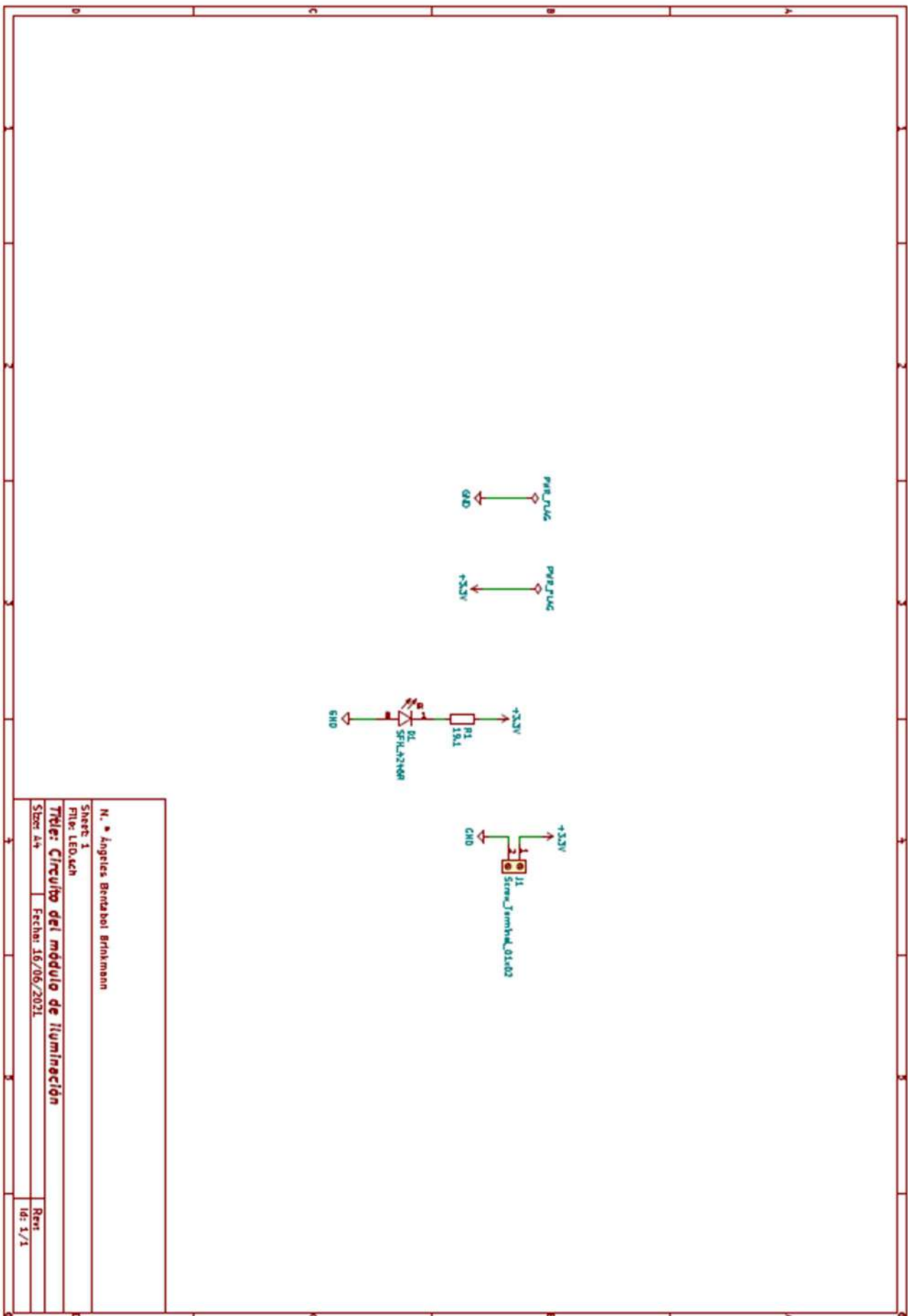
Sheet:	LED.kicad.pcb		
File:	LED.kicad.pcb		
Title:			
Size:	A4	Date:	
Kicad E.D.A. kicad (5.1.10)-1			
		Rev:	
		Id:	1/1

Anexo B – Esquemáticos PCB

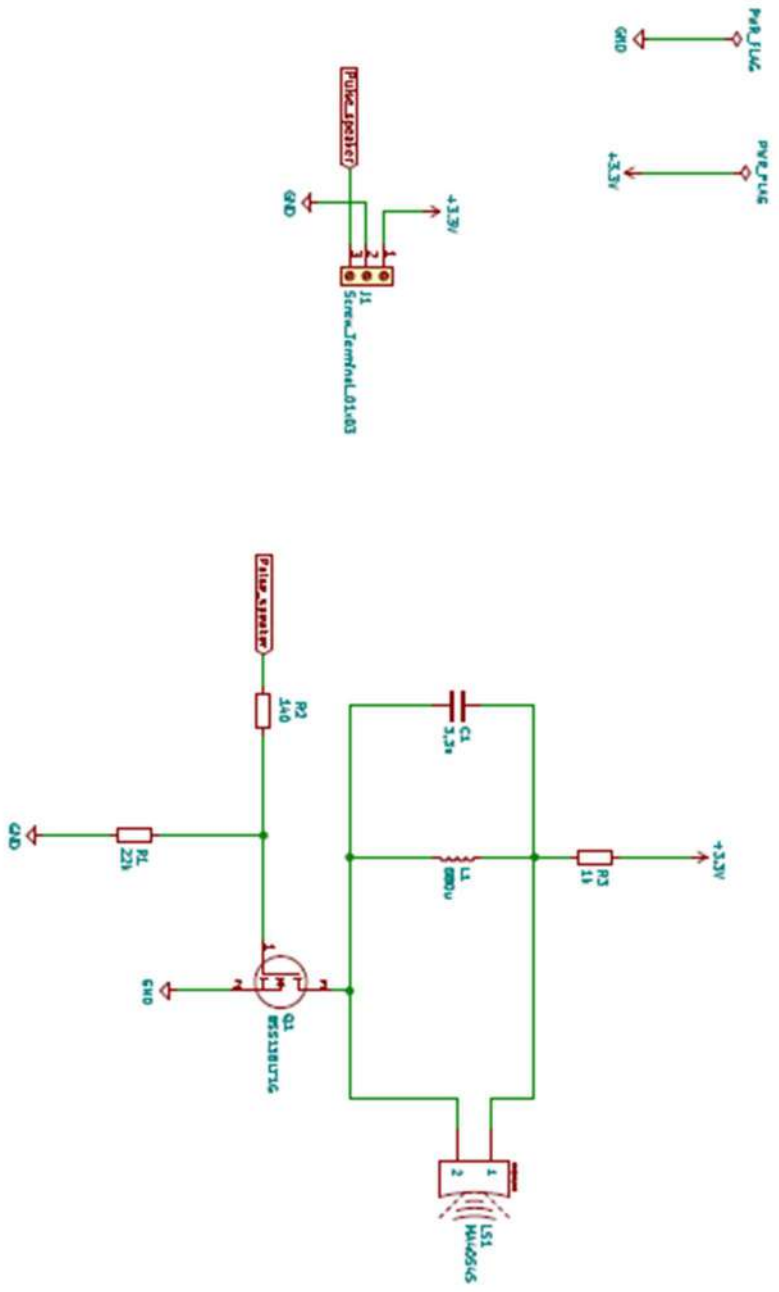
En este anexo se muestran los esquemáticos que se han creado para poder implementar e imprimir las placas de circuito impreso después.



N. Angeles Berthel Brinkmann
 Sheet 1
 File: acondicionamiento.sch
Title: Circuito del módulo de captura y acondicionamiento
 Size: 44 Fecha: 16/06/2021 Id: 1/1



N. ° Angeles Berthaol Brinkmann	
Sheet 1	
File: LED.sch	
Title: Circuito del módulo de iluminación	
Sheet: 4/4	Fecha: 16/06/2021
	Rev:
	Id: 1/1



N.º Angeles Bertrabel Brinkmann	
Sheet 1	
File: Ultrasonidos.sch	
Title: Circuito del módulo de ultrasonidos	
Sheet: 4/4	Fecha: 16/06/2021
Rev:	Id: 1/1

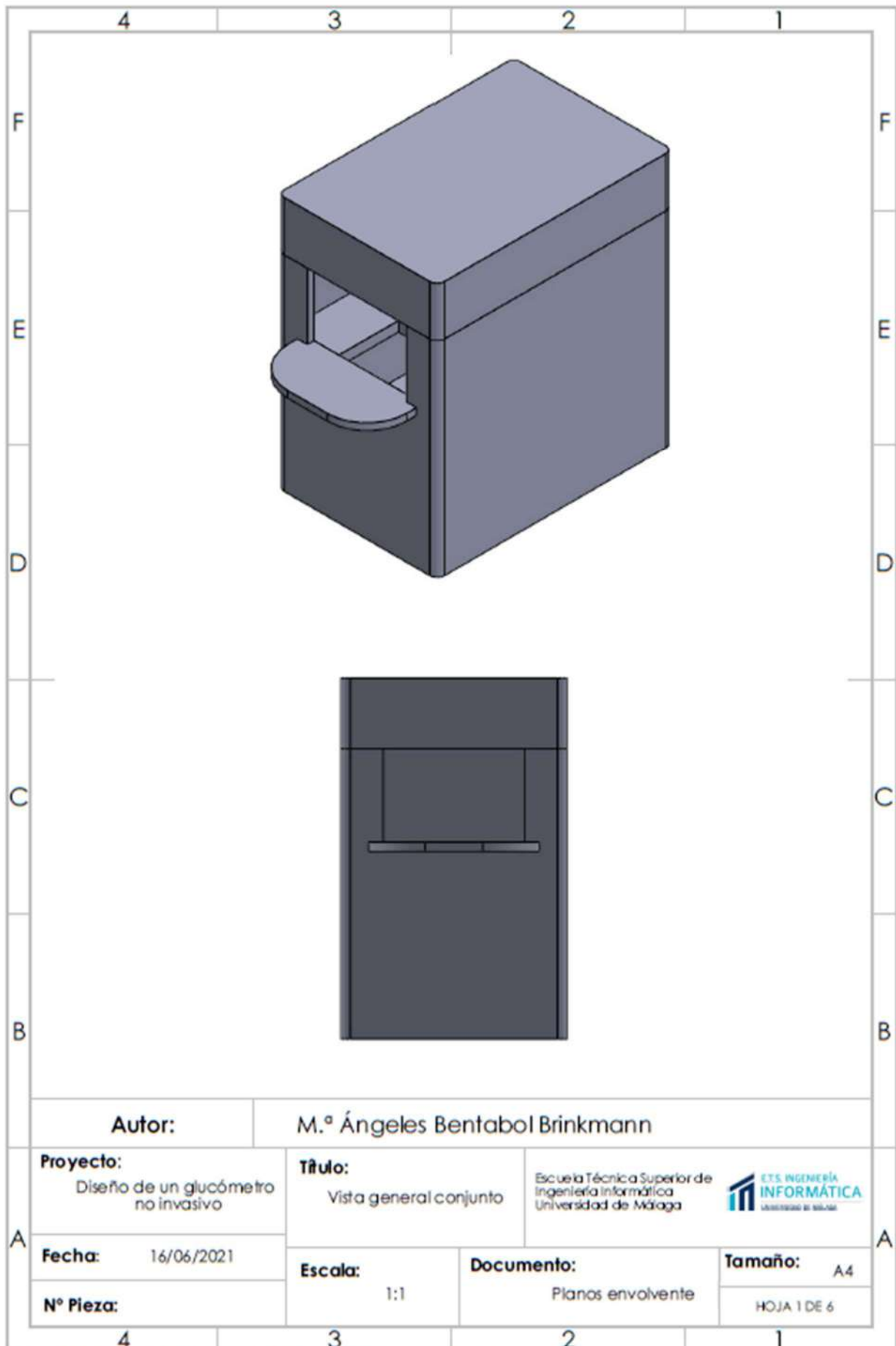
Anexo C – Presupuesto

COMPONENTE	UNIDAD	N.º UNIDADES	PRECIO UNITARIO	IMPORTE
Resistor SMD de película gruesa 100kΩ	Unidades	2	0,22€	0,44€
Resistor SMD de película gruesa 330kΩ	Unidades	1	0,085€	0,17€
Resistor SMD de película fina 25kΩ	Unidades	1	1,06 €	1,06€
Resistor SMD de película fina 1kΩ	Unidades	2	1,08 €	2,16€
Resistor SMD de película fina 10kΩ	Unidades	2	1,08 €	2,16€
Resistor SMD de película gruesa 140Ω	Unidades	1	0,093 €	0,10€
Resistor SMD de película fina 22kΩ	Unidades	1	0,593 €	0,60€
Resistor SMD de película gruesa 19.1kΩ	Unidades	1	0,136 €	0,14€
Condensador de cerámica multicapa SMD 3.3nF	Unidades	1	0,457 €	0,46€
Condensador de cerámica multicapa SMD 100nF	Unidades	1	4,20 €	4,20€
Condensador de cerámica multicapa SMD 15pF	Unidades	1	0,745 €	0,75€
Condensador de cerámica multicapa SMD 10μF	Unidades	1	0,618 €	0,62€
Inductor fijo 680 μH	Unidades	1	0,305 €	0,31€

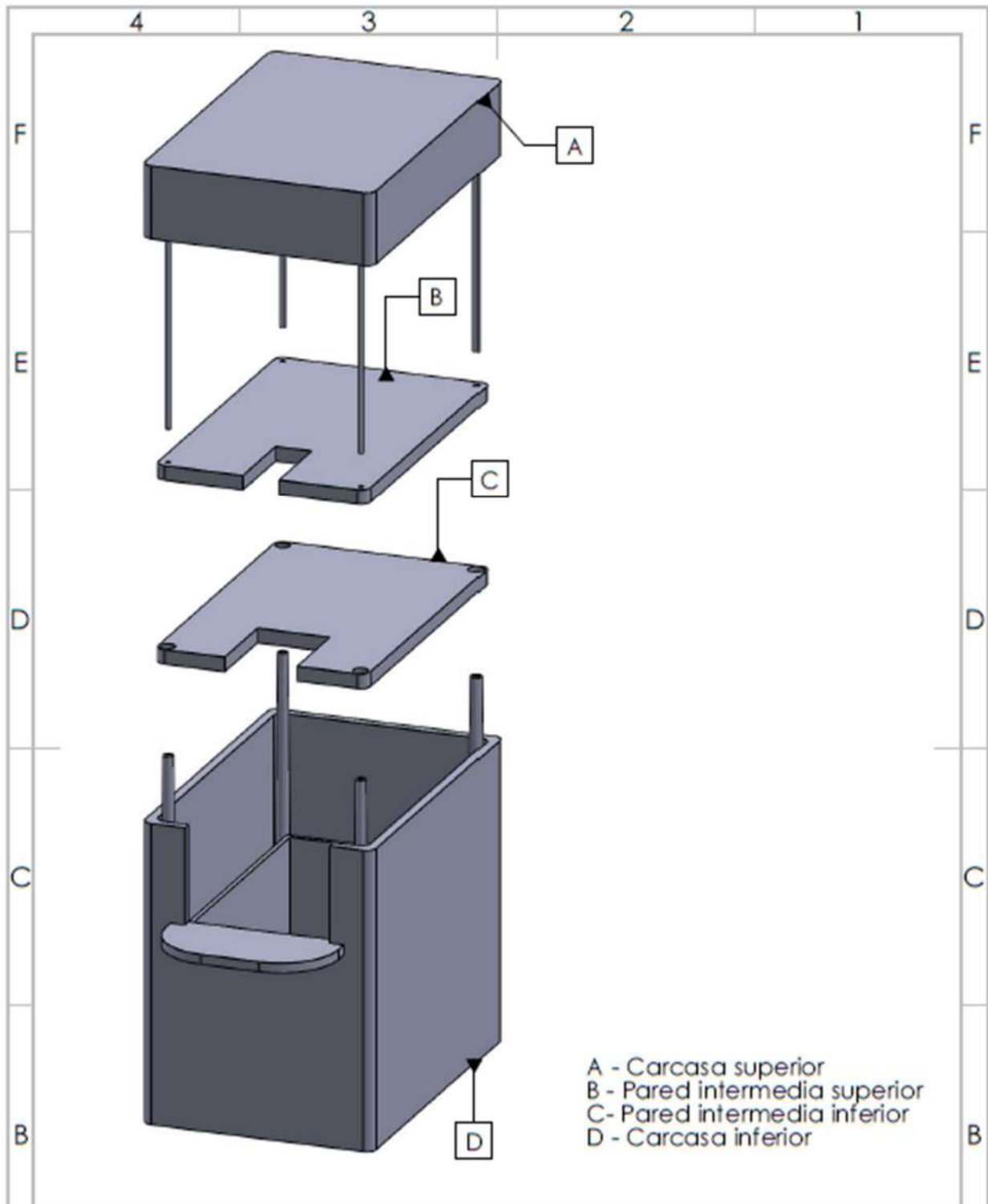
Emisor de infrarrojos de alta potencia SFH4246R 940 nm	Unidades	1	0,805€	0,81€
Fotodiodo VBP104FASR 780 – 1050 nm	Unidades	1	0,898€	0,90€
Amplificador operacional dual TSV522AIYST 1,15MHz	Unidades	2	1,15€	2,30€
Transistor MOSFET BSS138-7-F 300mW 50V	Unidades	1	0,178€	0,18€
Altavoz ultrasonido MA40S4S 10 mm	Unidades	1	8,26€	8,26€
Placa circuito impreso acondicionamiento	Unidades	1	5,98€	17,93€
Placa circuito impreso iluminación	Unidades	1		
Placa circuito impreso ultrasonido	Unidades	1		
Tiny - BLE	Unidades	1	35,00€	35,00€
Cables de conexión tipo Dupont	Unidades	8	0,058	0,46€
Filamento impresora 3D gris (envolvente)	Gramos	8	0,05€	0,41€
			TOTAL	79,42€

Anexo D – Planos envolvente

En este Anexo se adjuntan los planos de los distintos componentes de la envolvente diseñada en SolidWorks, en los que se indican las medidas de cada una de las dimensiones y partes de cada pieza.

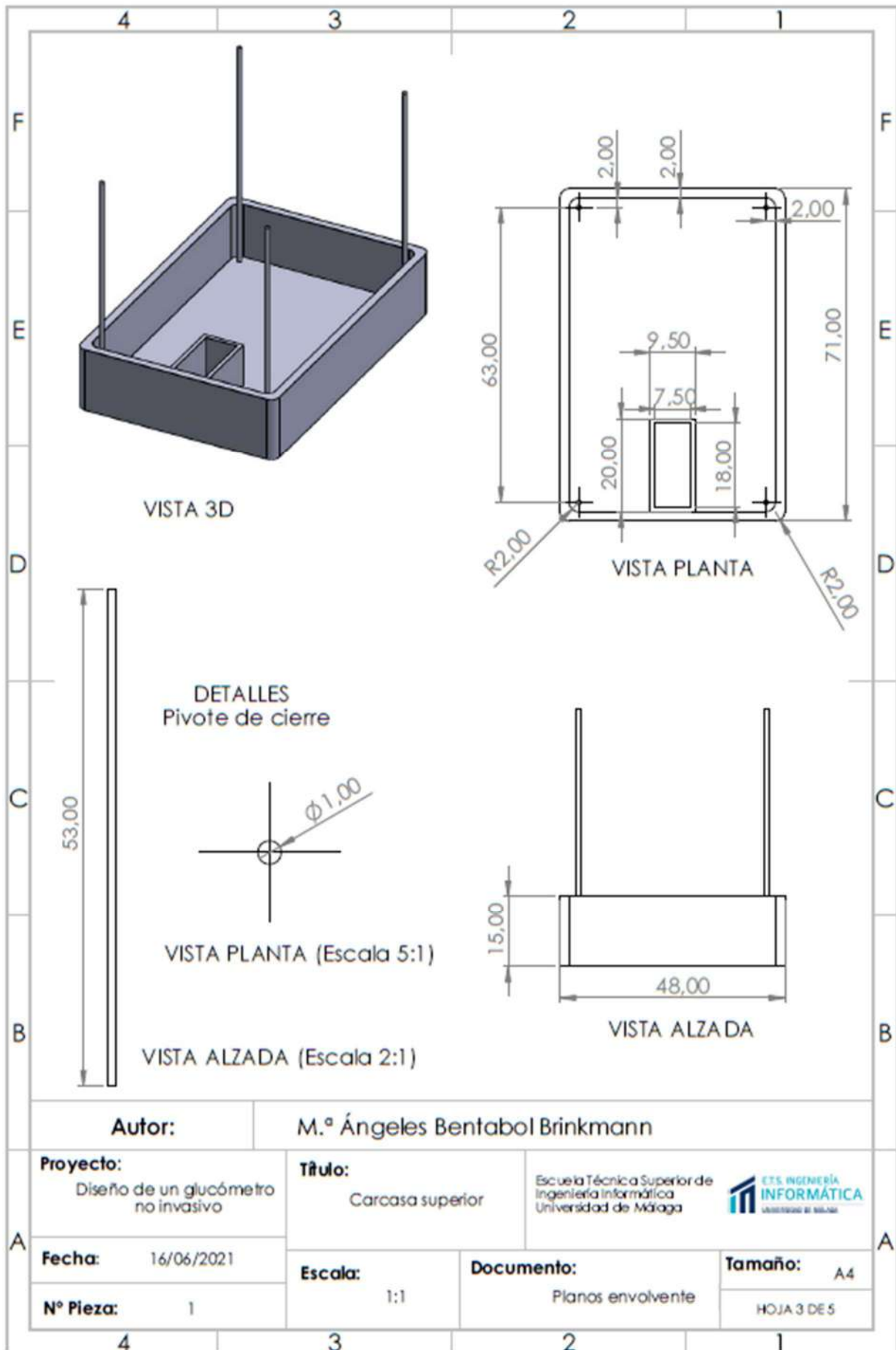


Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



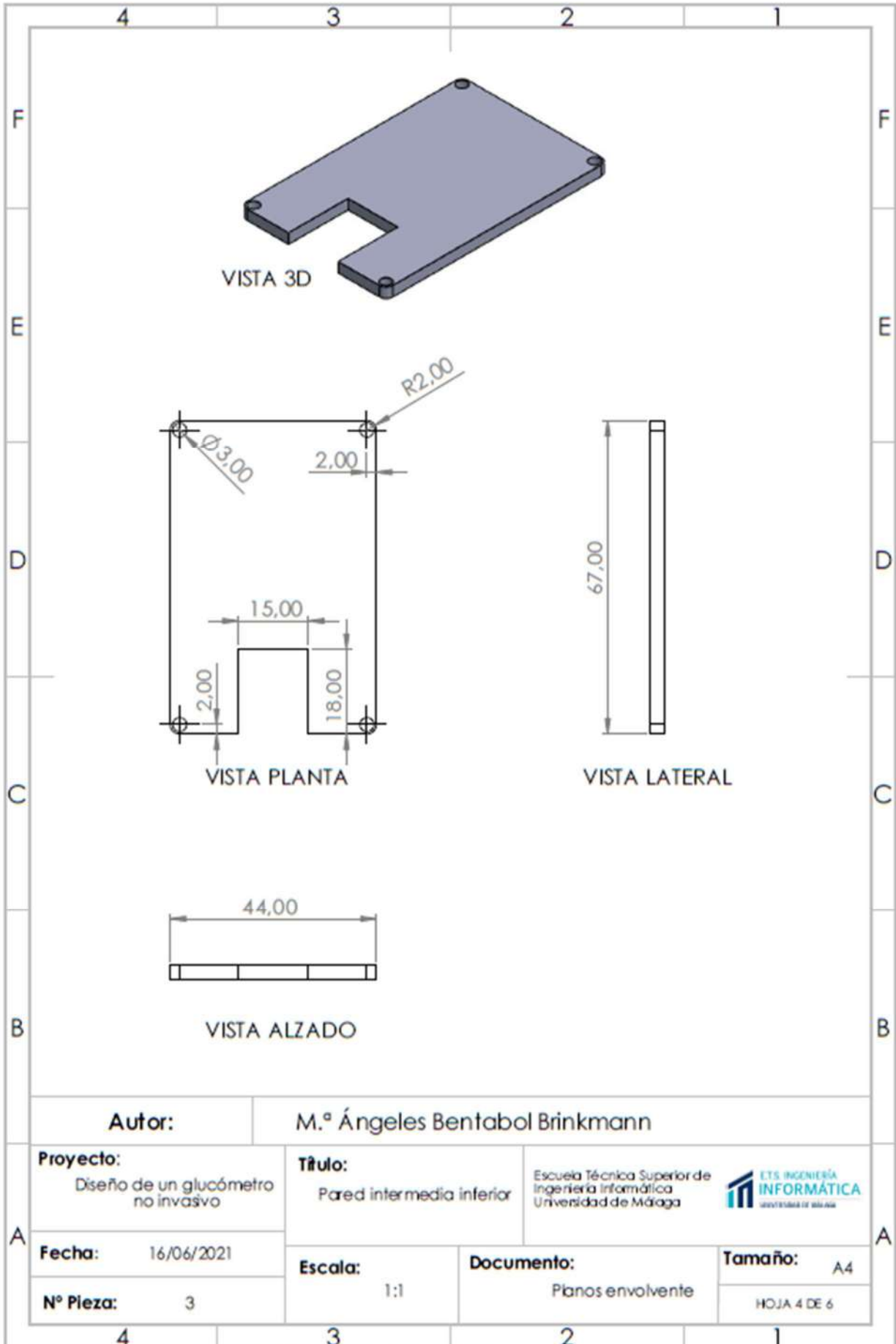
Autor: M.ª Ángeles Bentabol Brinkmann	
Proyecto: Diseño de un glucómetro no invasivo	Título: Vista conjunto explosionada
Fecha: 16/06/2021	Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática Universidad de Málaga
Nº Pieza:	Documento: Planos envolvente
	Tamaño: A4
	HOJA 2 DE 6

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

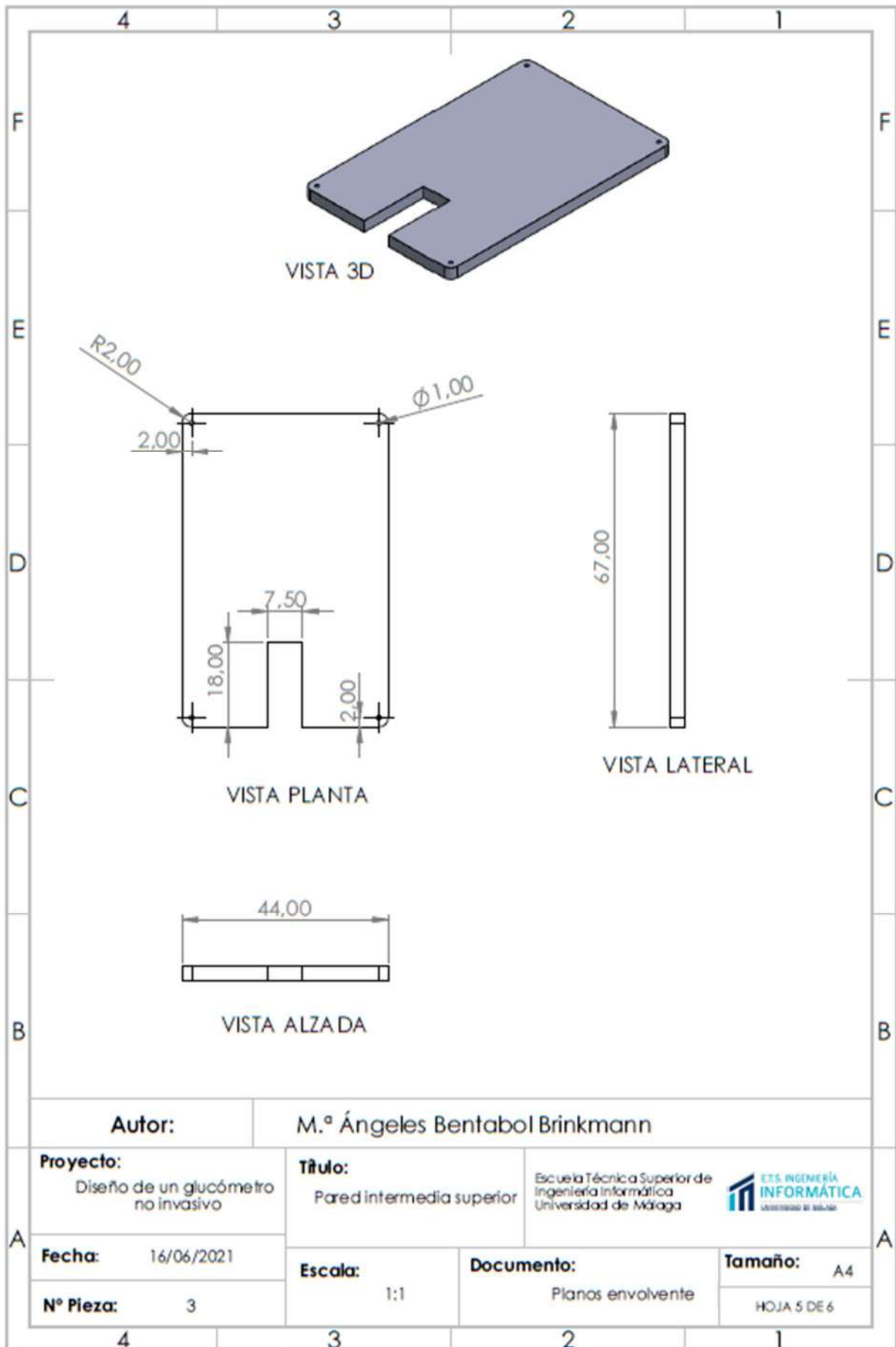


Autor: M.ª Ángeles Bentabol Brinkmann	
Proyecto: Diseño de un glucómetro no invasivo	Título: Carcasa superior
Fecha: 16/06/2021	Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática Universidad de Málaga
Nº Pieza: 1	Documento: Planos envolvente
Escala: 1:1	Tamaño: A4
	HOJA 3 DE 5

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

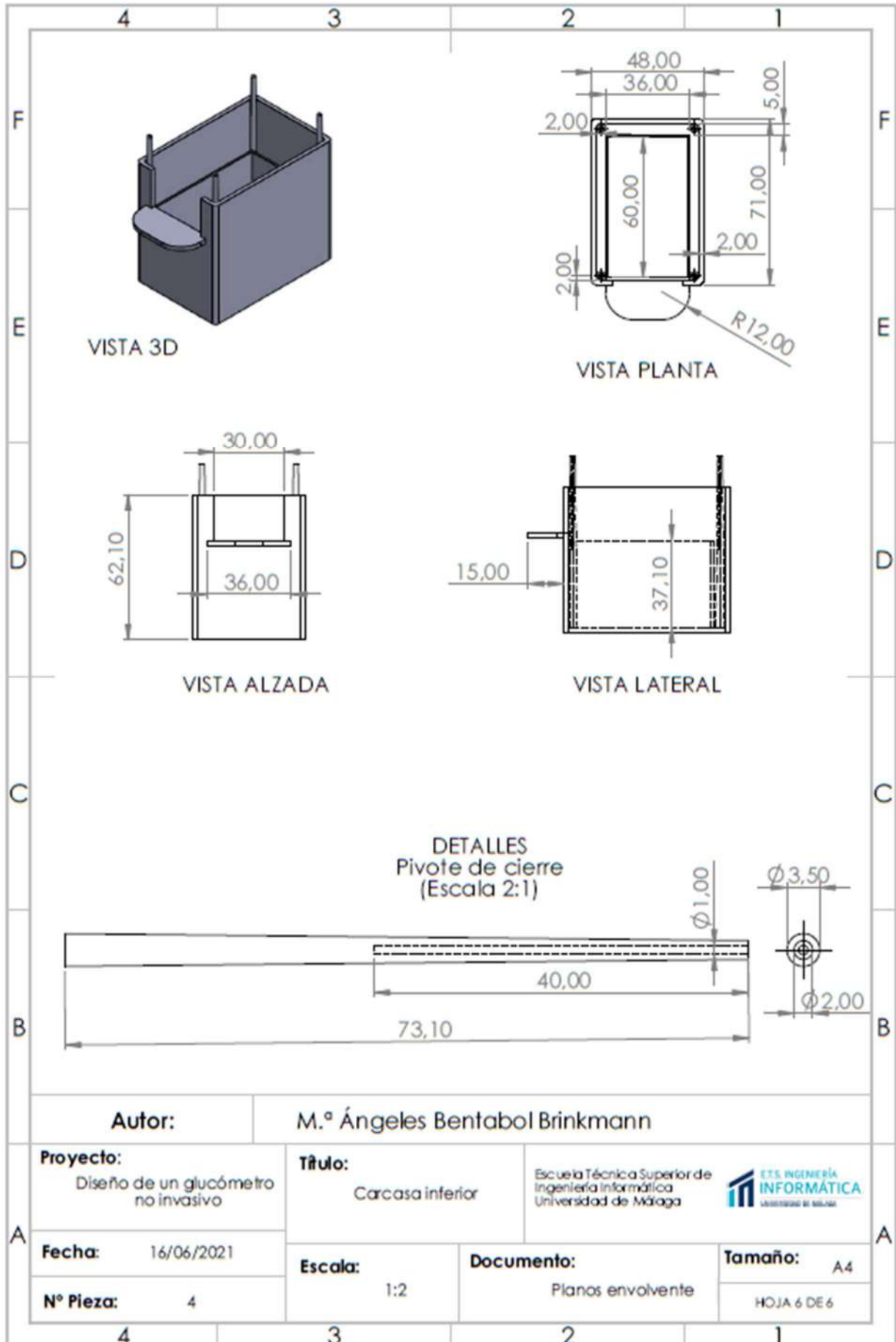


Autor: M.º Ángeles Bentabol Brinkmann	
Proyecto: Diseño de un glucómetro no invasivo	Título: Pared intermedia inferior
Fecha: 16/06/2021	Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática Universidad de Málaga
Nº Pieza: 3	Documento: Planos envolvente
Escala: 1:1	Tamaño: A4
	HOJA 4 DE 6



Autor: M.ª Ángeles Bentabol Brinkmann	
Proyecto: Diseño de un glucómetro no invasivo	Título: Pared intermedia superior
Fecha: 16/06/2021	Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática Universidad de Málaga
Nº Pieza: 3	Documento: Planos envolvente
Escala: 1:1	Tamaño: A4
	HOJA 5 DE 6

Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.



Autor: M.ª Ángeles Bentabol Brinkmann	
Proyecto: Diseño de un glucómetro no invasivo	Título: Carcasa inferior
Fecha: 16/06/2021	Documento: Planos envolvente
Nº Pieza: 4	Tamaño: A4
Escala: 1:2	HOJA 6 DE 6

Anexo E – Código microcontrolador

En este último Anexo, se detalla el código que se ha empleado para programar la Tiny - BLE para que controle el glucómetro y tome las medidas de glucosa.

El código se ha implementado en C++ mediante la herramienta online de diseño de software Mbed como ya se ha mencionado previamente

El código es el siguiente:

```
#include "mbed.h"
#include "mbed_i2c.h"
#include "inv_mpu.h"
#include "inv_mpu_dmp_motion_driver.h"
#include "nrf51.h"
#include "nrf51_bitfields.h"
#include "BLE.h"
#include "DFUService.h"
#include "UARTService.h"

#define LOG(...) { pc.printf(__VA_ARGS__); }
#define altavoz1 p3
#define sensor p5
#define UART_TX p9
#define UART_RX p11

Serial pc(UART_TX, UART_RX); //tx,rx

// Generación señal altavoz
DigitalOut altavoz(altavoz1); //salida digital para el altavoz
Ticker controlUS; //interrupcion: generacion señal AM para el altavoz
Ticker ONOFFaltavoz; // interrupcion: generacion señal 4ms de periodo para el altavoz
volatile bool ONaltavoz; //señal periodica de 4ms de periodo (ON/OFF del altavoz)
```

```

// Captura señal del sensor de glucosa
AnalogIn glucoseSignal(sensor);
DigitalOut salida(p30);
Ticker Sampler; //interrupcion: muestreo periódico del sensor de glucosa
volatile uint16_t lecturaSensor; //dato actual obtenido del sensor de glucosa
volatile bool newsample;//en true cuando recibe nueva info el sensor y en false si no

// BLE_UART
bool bleIsConnected;
BLEDevice ble;
UARTService *uart;

void connectionCallback(const Gap::ConnectionCallbackParams_t *params)
//anuncia cuando se conecta el BLE
{
    LOG("Connected!\n");
    bleIsConnected = true;
}

void disconnectionCallback(const Gap::DisconnectionCallbackParams_t *cbParams)
//desconexión del ble
{
    LOG("Disconnected!\n");
    LOG("Restarting the advertising process\n");
    ble.startAdvertising();
    bleIsConnected = false;
}

void TakeSample() //toma una nueva muestra de glucosa del sensor
{
    lecturaSensor = glucoseSignal.read_u16();
    newsample = true; //el sensor ha recibido nueva info y lo pongo en true
}

```

// Ticker para generar la señal para el altavoz: se tiene que generar una señal periódica de 4ms de periodo. En los 2ms que la señal esta activa se debe hacer variar la señal entre 0 y 1 con un periodo de 25 us (80 pulsos). La salida para el altavoz es altavoz, y ONaltavoz es la señal periodica de 4ms de periodo.

//genera una entrada de pulsos de 25us de periodo para el altavoz de ultrasonidos

```
void USsignal()
```

```
{
```

```
    altavoz = !altavoz && ONaltavoz;
```

```
    //cambia cada 12.5us si ONaltavoz = 1. Se queda en cero si ONaltavoz = 0
```

```
}
```

```
void ONchange() //apaga/enciende el altavoz cada 2ms
```

```
{
```

```
    altavoz = !altavoz; //cambia cada 2ms -> influye en altavoz
```

```
}
```

```
int main(void)
```

```
{
```

```
    ble.init();
```

```
    ble.gap().onDisconnection(disconnectionCallback);
```

```
    ble.gap().onConnection(connectionCallback);
```

```
    uart = new UARTService(ble);
```

```
    /*Setup advertising*/
```

```
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::BREDR_NOT_SUPPORTED);
```

```
ble.setAdvertisingType(GapAdvertisingParams::ADV_CONNECTABLE_UNDIRECTED);
```

```
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::SHORTENED_LOCAL_NAME, (const uint8_t *)"smurfs", sizeof("smurfs"));
```

```
ble.accumulateAdvertisingPayload(GapAdvertisingData::COMPLETE_LIST_128BIT_
SERVICE_IDS, (const uint8_t *)UARTServiceUUID_reversed,
sizeof(UARTServiceUUID_reversed));
```

```
ble.setAdvertisingInterval(160); /* 1000ms */
```

```
ble.gap().startAdvertising();
```

```
char buffer[50];
```

```
//Inicializo parámetros
```

```
int contadorSensor = 0;
```

```
newsample = false;
```

```
int lecturaMax = 0;
```

```
int lecturaMin = 1023;
```

```
int difMaxMin = 0;
```

```
altavoz = 1;
```

```
ONaltavoz = 1; //señal periodica que cambia cada 2ms (Ticker ONOFFaltavoz)
```

```
pc.baud(115200); //configuro puerto de salida
```

```
controlUS.attach_us(&USsignal,12.5); //semiperiodo de la señal AM de
ultrasonidos (12.5us)
```

```
ONOFFaltavoz.attach_us (&ONchange, 2000); //señal que enciende/apaga el
altavoz cada 2ms
```

```
Sampler.attach_us(&TakeSample,4000); //semiperiodo de la señal AM de
ultrasonidos
```

```
ONaltavoz = 1; //señal periodica que cambia cada 2ms (Ticker ONOFFaltavoz)
```

```
while(1) //
```

```
{
```

```
if (newsample)
```

```
{
```

```
newsample = false;
```

```
pc.printf("newsample IN: %d \n\r",lecturaSensor);
```

```
if(lecturaSensor>lecturaMax) //si los valores de salida son mayores que la
lectura maxima, estos son los maximos ahora
```

```
{
    lecturaMax = lecturaSensor;
}
```

```
if(lecturaSensor<lecturaMin) //si los valores de salida son menores que la
lectura minima, estos son los minimos ahora
```

```
{
    lecturaMin = lecturaSensor;
}
```

```
// Se ha capturado una nueva señal
```

```
contadorSensor = contadorSensor + 1;
```

```
// cada 3s se calcula la diferencia entre max y min
```

```
if(contadorSensor == 3)
```

```
{
    contadorSensor = 0;
    //calculamos el valor de la glucosa
    difMaxMin = lecturaMax - lecturaMin;
    //devolvemos los valores a su inicio y se reinicia la toma de datos
    lecturaMax = 0;
    lecturaMin = 1023;
    //por último se devuelve el nivel de glucosa
    sprintf(buffer, "%i\n", difMaxMin);
    uart ->write(buffer, strlen(buffer));
    pc.printf("Nivel de glucosa: %d mg/dl\n\r", difMaxMin);
}
```

```
    }// if contadorSensor
```

```
}//if newsample
```

```
else {
    ble.waitForEvent();
}
```

```
}
```

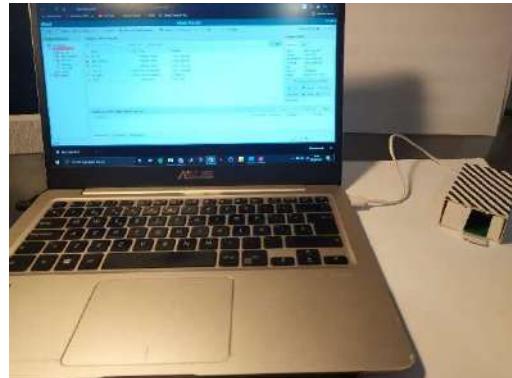
```
}
```


Anexo F – Instrucciones de uso

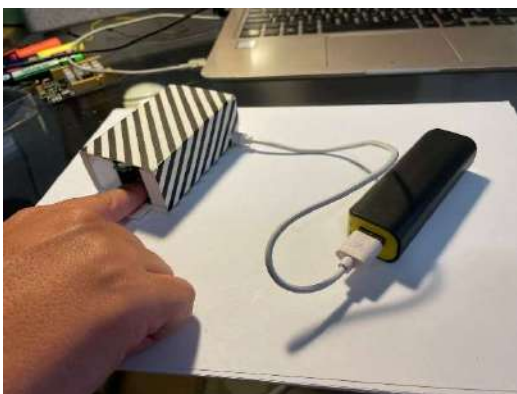
1. Conexión con el ordenador

Conecta el dispositivo mediante el cable USB que sale por el hueco de la carcasa. Debe conectarlo con un ordenador que cuente con la aplicación TeraTerm, mediante la que se mostrarán los datos en pantalla.

Sólo necesitará el ordenador en caso de querer ver los resultados mediante TeraTerm, si no es así, desconecte el dispositivo y conecte la power-bank al mismo cable USB.



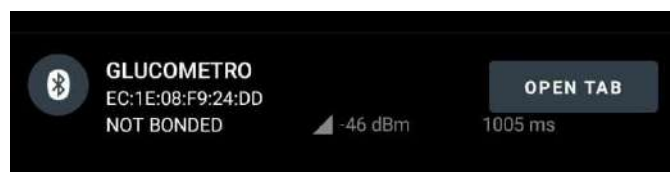
2. Toma de medidas



Introduzca el dedo en el hueco de manera que exista un leve contacto del dedo con las dos placas pero sin llegar a presionar fuerte ninguna de las dos. Espere unos segundos para que el dispositivo tome las medidas. Retire el dedo pasado unos segundos.

3. Conexión bluetooth

Active el bluetooth del móvil. Descargue la aplicación NRF Connect de Nordic Semiconductor y acceda a ella. Pulse 'SCAN' para acceder a visualizar los distintos dispositivos bluetooth de su entorno. Busque el dispositivo 'GLUCÓMETRO'. Pulse connect y al acceder se le mostrarán los atributos y características del servicio, incluyendo el dato de la glucosa.





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

| uma.es

E.T.S de Ingeniería Informática
Bulevar Louis Pasteur, 35
Campus de Teatinos
29071 Málaga

E.T.S. DE INGENIERÍA INFORMÁTICA