

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**



**GRADO UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA
BIOMÉDICA**

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO E IMPLANTACIÓN DE UN SISTEMA DE
SIMULACIÓN PARA EL MANEJO
PREHOSPITALARIO DE LA FRACTURA DE PELVIS**

Myriam Rodríguez Rodríguez

2021

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**



**GRADO UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA
BIOMÉDICA**

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO E IMPLANTACIÓN DE UN SISTEMA DE
SIMULACIÓN PARA EL MANEJO
PREHOSPITALARIO DE LA FRACTURA DE PELVIS**

Autora

Myriam Rodríguez Rodríguez

Tutora

Blanca Larraga García

2021

Resumen

El aprendizaje mediante la simulación en las áreas de la medicina es un tema en auge desde hace unos años. Radica en la recreación de un evento clínico o el entrenamiento de una técnica de la forma más fidedigna posible. Además garantiza la “enseñanza segura”, ya que los actos no se realizan sobre pacientes sino sobre modelos diseñados lo más reales posibles. Esta herramienta no solo es de aprendizaje, si no que se trata de una herramienta potente de formación continuada y de evaluación de los profesionales.

Cuando se produce un traumatismo, las maniobras de estabilización inicial son de gran importancia para evitar complicaciones secundarias y mejorar el pronóstico de la lesión. Dentro de los traumatismos, la fractura de pelvis es una de las lesiones consideradas de las más importantes debido al alto porcentaje de mortalidad asociada y el daño potencial en otros órganos y sistemas que pueden comprometer la vida del paciente traumatizado.

Se ha observado en la literatura que el uso de cinturones pélvicos, como método de estabilización inicial, reduce el sangrado producido por el trauma y a su vez sirve como inmovilizador para evitar lesiones antes de ser tratado quirúrgicamente.

Sin embargo, la incorrecta colocación del cinturón pélvico así como un exceso de presión aplicada podría disminuir la eficacia de su uso, incluso empeorar el pronóstico.

Por tanto, este Trabajo Fin de Grado tiene como objetivo diseñar un sistema de simulación controlado por Software, capaz de reproducir los diferentes tipos de fracturas pélvicas y proporcionar información sobre la colocación del cinturón pélvico.

Palabras clave: Trauma, pelvis, cinturón pélvico, impresión 3D, simulación, Arduino.

Abstract

Learning through simulation in the field of medicine has been on the rise for some years now. It is based on the recreation of a clinical event or the training of a technique as truthful as possible to reality. It also ensures "safe teaching", as the events are not performed on live patients but on realistic models. This is not only a learning tool but also a powerful method for the continuous advancement and evaluation of professionals.

When traumatization occurs, initial stabilization maneuvers are of great importance to avoid secondary complications and improve the prognosis of the injury. Within trauma, a pelvic fracture is considered one of the most alarming injuries due to the high percentage of associated mortality and the potential damage to other organs and systems that can compromise the life of the patient.

It has been noted in the literature that the use of pelvic belts as an initial counteraction method reduces hemorrhage from the injury and in turn, serves as an immobilizer to prevent further damage before surgical treatment.

However, incorrect placement of the pelvic belt, as well as excessive pressure applied to the area, could diminish the effectiveness of its use or even worsen the prognosis.

Therefore, this Final Degree Project aims to design a software-controlled simulation system capable of reproducing different types of pelvic fractures and provide information for the accurate placement of the pelvic belt.

Keywords: Trauma, pelvis, pelvic belt, 3D printing, simulation, Arduino.

Índice general

Resumen	v
Abstract	vi
Índice General	vi
Índice de Figuras	ix
Índice de Tablas	xi
Lista de Acrónimos	1
1. Introducción	2
1.1. Motivación	2
1.2. Anatomía de la pelvis	4
1.2.1. Fractura de pelvis	6
1.2.1.1. Clasificación de Young y Burgess	6
1.2.1.2. Clasificación de Martin Tile	8
1.2.2. Estabilización externa inicial	10
1.3. Objetivos y planificación del proyecto	11
1.3.1. Objetivos	11
1.3.2. Planificación del proyecto	11
2. Diseño e implementación hardware	13
2.1. Sensores y actuadores	13
2.1.1. Eletroimanes	13
2.1.2. Sensores de distancia y presión	15
2.2. Microcontrolador	20
2.2.1. Arduino Due y módulo WiFi ESP8266	20
2.2.2. Arduino MKR WiFi 1010	20
2.3. Montaje y conexión de los componentes hardware	22
3. Diseño de la pelvis en 3D	24
3.1. Diseño de la pelvis	24
3.1.1. Diseño para habilitar los electroimanes	26
3.1.2. Diseño para habilitar los sensores	32

4. Diseño e implementación software	36
4.1. Programación de los componentes	36
4.2. Componentes principales del sistema de comunicación.	39
4.2.1. Requisitos	39
4.2.2. Soluciones estudiadas	39
4.2.3. Arquitectura final del sistema	41
5. Validación del sistema	44
5.1. Simulación de escenarios clínicos	44
5.2. Datos generados en la simulación	48
6. Conclusiones y líneas futuras	51
6.1. Conclusiones	51
6.2. Líneas futuras	51
A. Código Arduino	57
A.1. Código sensor Hall	57
A.2. Código sensor FSR	58
A.3. Código envío de datos	60
B. Manual de usuario	68
B.1. Thingsboard	68
B.1.1. Requerimientos	68
B.1.2. Ingreso a la plataforma de Thingsboard	68
B.1.3. Entrenador	70
B.1.4. Estudiante	71
B.1.5. Interacción entre paneles	72
B.2. Acceso a la base de datos MongoDB	75
C. Aspectos éticos, económicos, sociales y ambientales	78
C.1. Introducción	78
C.2. Descripción de los impactos relevantes relacionados con el proyecto	78
C.3. Análisis detallado del impacto social	79
C.4. Conclusiones	79
D. Presupuesto económico	80

Índice de figuras

1.1. Anillo pelviano, formado por el sacro y los dos coxales	5
1.2. Articulaciones sacroilíacas y sínfisis del pubis [19].	5
1.3. Estabilización del anillo pélvico	6
1.4. Clasificación de fracturas pélvicas de Young & Burgess	8
1.5. Fracturas del grupo A de la clasificación de Tile	8
1.6. Fracturas del grupo B de la clasificación de Tile	9
1.7. Fracturas del grupo C de la clasificación de Tile	9
1.8. Tipos de cinturones pélvicos. (a) cinturón pélvico SAM Sling II (b) estabilizador pélvico T-POD.	10
1.9. Colocación cinturón pélvico	10
2.1. Electroimán de succión circular.	14
2.2. Electroimán de superficie rectangular.	14
2.3. Electroimán de accionamiento con pistón.	15
2.4. Electroimán circular 20x15 mm.	15
2.5. Sensor óptico o fotorresistor.	16
2.6. Sensor de distancia por ultrasonidos HC-SR04.	16
2.7. Sensor detector de obstáculos por infrarrojos.	17
2.8. Interruptor magnético.	17
2.9. (a) Sensor de efecto Hall SS495A. (b) Imán de neodimio N40.	18
2.10. Sensor de fuerza resistiva FSR 406.	19
2.11. (a) Sensor de fuerza resistiva. (b) Dimensiones sensor SEN-09375.	19
2.12. Placa Arduino MKR WiFi 1010.	21
2.13. (a) Esquema de conexión sensor FSR SEN-09375. (b) Esquema de conexión sensor Hall SS495A.	22
2.14. Módulo de relés con 2 canales.	23
2.15. Esquema de conexiones del circuito.	23
3.1. Modelo impresora 3D: <i>Original Prusa i3 MK3S+</i>	24
3.2. Pelvis 3D archivo STL.	25
3.3. (a) Dimensiones internas de la pelvis. (b) Dimensiones externas de la pelvis.	25
3.4. (a) Dimensiones internas del modelo 3D de la pelvis a escala real. (b) Dimensiones externas del modelo 3D de la pelvis a escala real.	26
3.5. Huesos de la pelvis en 3D.	26

3.6. (a) Vista frontal de la fractura tipo B1. (b) Vista superior de la fractura tipo B1.	27
3.7. (a) Vista frontal de la fractura tipo B2. (b) Vista superior de la fractura tipo B2.	27
3.8. (a) Vista frontal de la fractura tipo B3. (b) Vista superior de la fractura tipo B3.	28
3.9. (a) Vista frontal de la fractura tipo C1. (b) Vista superior de la fractura tipo C1.	28
3.10. (a) Vista frontal de la fractura tipo C2. (b) Vista superior de la fractura tipo C2.	29
3.11. (a) Vista frontal de la fractura tipo C3. (b) Vista superior de la fractura tipo C3.	29
3.12. (a) Vista frontal del coxal izquierdo. (b) Vista posterior del coxal izquierdo.	30
3.13. (a) Vista frontal del coxal derecho. (b) Vista posterior del coxal derecho	30
3.14. (a) Vista frontal de la rama púbica derecha. (b) Vista lateral de la rama púbica derecha.	31
3.15. Placas metálicas circulares 20x0,6mm.	31
3.16. (a) Plataformas placas metálicas lado derecho. (b) Plataformas placas metálicas lado izquierdo.	32
3.17. (a) Plataforma placa metálica vista frontal. (b) Plataforma placa metálica vista lateral.	32
3.18. (a) FSR en ilion derecho. (b) Plataforma de contacto FSR derecho. . .	33
3.19. (a) FSR en ilion izquierdo. (b) Plataforma de contacto FSR izquierdo.	33
3.20. (a) Colocación sensor Hall e imán de neodimio N40 en la unión sacroilíaca derecha. (b) Colocación sensor Hall e imán de neodimio N40 en la unión sacroilíaca izquierda.	34
3.21. Colocación sensor Hall e imán de neodimio N40 en la sínfisis del pubis.	34
3.22. Colocación sistema de actuadores y sensores, vista frontal.	35
3.23. (a) Colocación sistema de actuadores y sensores, vista lateral izquierda. (b) Colocación sistema de actuadores y sensores, vista lateral derecha.	35
4.1. Función de transferencia del sensor Hall SS495A.	36
4.2. (a) Función de transferencia del sensor FSR para un rango de fuerza entre 0-1 kg. (b) Función de transferencia del sensor FSR para un rango de fuerza entre 0-10 kg.	37
4.3. Circuito divisor de tensión y curvas Tensión de salida vs Fuerza para diferentes valores de resistencia.	38
4.4. Protocolo MQTT.	41
4.5. Arquitectura del sistema de comunicación.	42
4.6. Diseño del flujo de nodos en NODE-RED.	43
5.1. Conjunto formado por los huesos de la Pelvis 3D, electroimanes y relés.	44
5.2. Sistema de sensores.	45
5.3. Simulación de la fractura B1 en el laboratorio.	45
5.4. Simulación de la fractura B2 en el laboratorio.	46

5.5. Simulación de la fractura B3 en el laboratorio.	46
5.6. Simulación de la fractura C1 en el laboratorio.	47
5.7. Simulación de la fractura C2 en el laboratorio.	47
5.8. Simulación de la fractura C3 en el laboratorio.	48
5.9. Gráfico de la presión registrada por el sensor FSR1.	48
5.10. Gráfico de la presión registrada por el sensor FSR2.	49
5.11. Alarmas de superación del valor límite de presión.	49
5.12. Valores del flujo magnético de los sensores Hall.	50
B.1. Pantalla de acceso a Thingsboard.	68
B.2. Credenciales de acceso para el usuario <i>Entrenador</i>	69
B.3. Credenciales de acceso para el usuario <i>Estudiante</i>	70
B.4. Pantalla de acceso a los paneles para el usuario <i>Entrenador</i>	71
B.5. Pantalla de acceso al panel para el usuario <i>Estudiante</i>	72
B.6. Panel de visualización 1.	73
B.7. Panel de visualización 2.	73
B.8. Paneles fractura activa.	74
B.9. Paneles cinturón colocado.	75
B.10. Conexión a la aplicación <i>Robo3T</i> para acceder a la base de datos.	76
B.11. Visualización de los datos de los sensores FSR en MongoDB.	76
B.12. Visualización de los datos de los sensores HALL en MongoDB.	77

Índice de tablas

1.1. Factores de riesgo que afectan a la mortalidad	4
2.1. Especificaciones sensor Hall SS495A.	18
2.2. Especificaciones sensor de fuerza resistivo SEN-09375.	20
2.3. Especificaciones técnicas placa Arduino MKR WiFi 1010.	21
D.1. Costes de personal.	80
D.2. Costes de recursos materiales.	81
D.3. Costes totales.	81

Lista de Acrónimos

ETG: Enfermedad Traumática Grave.

FP: Fractura de Pelvis.

TEP: Tromboembolismo Pulmonar.

HBPM: Heparina de Bajo Peso Molecular.

LC: Compresión Lateral.

APC: Compresión AnteroPosterior.

LDR: Resisitencia Dependiente de Luz.

FSR: Sensor de Fuerza Resistivo.

PLA: Ácido Poliláctico.

MQTT: Message Queing Telemetry Transport.

IoT: Internet of Things.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

El traumatismo es un término general que se emplea para designar a todas las lesiones internas o externas provocadas por un impacto exterior. La enfermedad traumática grave (ETG) es un problema de salud mundial y una de las principales causas de muerte y discapacidad, sobre todo en adultos jóvenes [1] El pronóstico de la ETG depende de varios factores, como la gravedad y la energía del traumatismo, la condición fisiológica del paciente y la calidad y rapidez de la atención prestada.

El traumatismo pélvico presenta en España una incidencia anual de 23 personas por cada 100.000 habitantes. A nivel nacional, las fracturas de pelvis (FP) representan entre un 3 % y un 8 % de todas las lesiones esqueléticas [2] y las presentan aproximadamente el 20 % de los politraumatizados graves. [3] Las causas más comunes de fractura de pelvis:

1. **Impacto intenso:** Traumatismo de alta energía como accidentes de tráfico (50 %), atropellos (20 %), precipitaciones o caídas de altura (5-20 %). Estos son los mecanismos de producción de fractura más frecuente en pacientes jóvenes. Las fracturas de alta energía son lesiones que presentan graves complicaciones y que tienen un mayor riesgo de lesiones asociadas en otras regiones del cuerpo. Las complicaciones más comunes son:

- *Shock hemorrágico e inestabilidad hemodinámica:* Las hemorragias pueden presentarse en cualquier tipo de fractura pélvica y llegar a ser exanguinantes, provocando compromiso hemodinámico del paciente. Dentro de los traumatismos de alta energía, las caídas presentan la mayor probabilidad de sangrado, procedente en un 60 % de los casos por la rotura pélvica, y en el 40 % restante por las lesiones asociadas en otros órganos dañados por el traumatismo. [3] La hipovolemia suele ser la consecuencia de hemorragias importantes y se define como la disminución del volumen total de sangre. Es esencial detectar y tratar la hipovolemia lo más rápidamente posible, ya que la mortalidad aumenta un 1 % por cada 3 minutos de inestabilidad hemodinámica. [4]
- *Afectación de órganos intraabdominales:* Esta complicación se produce en un 16,5 % de los pacientes que sufren un traumatismo pélvico. [5] Dentro

del trauma debemos mencionar que la cavidad abdomino-pélvica se valora como un solo conjunto, ya que los órganos la comparten simultáneamente. Las lesiones más prevalentes son las hepáticas y esplénicas. [6]

- *Lesión neurológica:* Se estima que el 10-15 % de los pacientes sufren déficit neurológico tras una fractura pélvica.[7] La incidencia aumenta con el grado de inestabilidad. La más baja de las cinco vértebras lumbares de la columna (llamada L5) puede deslizarse hacia delante sobre la primera vértebra del sacro (llamada S1) y provocar dolor al comprimir la raíz nerviosa. Otros nervios frecuentemente afectados son los nervios periféricos aislados. Las consecuencias más frecuentes son la afectación vesical, a nivel intestinal o incluso disfunción sexual. [8] [9]
- *Lesión urogenital:* Aproximadamente del 12 al 25 % de las lesiones asociadas al trauma pélvico. La rotura uretral es más frecuente en hombres. [10]
- *Enfermedad tromboembólica:* El tromboembolismo pulmonar (TEP) se puede producir en un 2-10 % de los casos de trauma pélvico. Para su prevención se usa heparina de bajo peso molecular (HBPM) a partir de las 36 horas del traumatismo. [11]

2. **Caídas moderadas:** Las caídas son traumatismos de baja energía que normalmente acontecen en personas de edad avanzada o mala calidad ósea por enfermedades como la osteoporosis. Otras causas de las caídas son el mal equilibrio y visión, efectos secundarios de la medicación. Por lo que las personas de edad avanzada son especialmente vulnerables a las fracturas. Los traumatismos de baja energía ocasionan, por lo general, fracturas estables que pueden tratarse conservadoramente, y esperar de ellas una consolidación sin contratiempos. Casi nunca requieren cirugía.

La mortalidad de la FP depende de forma sustancial según la gravedad de la fractura y de las lesiones asociadas. La tasa de mortalidad obtenida en un estudio de la *Corporación Sanitaria Parc Taulí* en Sabadell, España asocia entre el 19 % y el 33 %, llegando incluso al 40-60 % en pacientes con inestabilidad hemodinámica y hasta un 70 % si la fractura es abierta. [2] La exanguinación es la principal causa de muerte en el 42 % de los traumatismos pelvianos.[3]

Los factores de riesgo asociados a la mortalidad están estadísticamente relacionados con el tipo de FP, presentando el mayor porcentaje de mortalidad las fracturas tipo C con inestabilidad rotacional, vertical y posterior como se puede ver en la Tabla 1.1. El shock hemorrágico derivado de un traumatismo pélvico aumenta considerablemente el riesgo de mortalidad, y son las lesiones inestables las que presentan mayor probabilidad de sangrado. [4]

Factores de riesgo	Mortalidad (n = 58)	p
Tipo de fractura pélvica		
Tipo A	28/126(22 %)	
Tipo B	15/40(37,5 %)	< 0,001
Tipo C	15/26(58 %)	
Sin lesiones asociadas	3/13(23 %)	
Con lesiones asociadas	55/179(31 %)	NS
Con shock a la llegada	24/39(61,5 %)	< 0,001
Sin shock a la llegada	34/153(22 %)	
(OR = 5,6; IC del 95 %, 2,5 – 12,7)		

Tabla 1.1: Factores de riesgo que afectan a la mortalidad [3]

Estudios recientes muestran que la fijación externa precoz reduce notablemente la morbilidad, [12] [13] [14], aunque requiere de personal especializado [15] [16] [17].

El objetivo de este Trabajo Fin de Grado es diseñar un sistema de simulación capaz de reproducir las fracturas inestables de un traumatismo pélvico y proporcionar información al clínico sobre la estabilización inicial con un cinturón o faja pélvica.

1.2. Anatomía de la pelvis

La pelvis o anillo pélvico forma la base del tronco del cuerpo humano, constituyendo el sostén del abdomen y llevando a cabo la unión entre los miembros inferiores y el resto del cuerpo. Es una estructura compleja formada por tres piezas óseas y tres articulaciones:

Las tres piezas óseas son:

1. **Huesos ilíacos o coxales:** Huesos pares y simétricos que articulan posteriormente con el hueso sacro de la columna vertebral, y anteriormente con su homólogo contralateral a través de la sínfisis del pubis, como puede observarse en la Figura 1.1. Cada coxal está formado por el ilion o cresta ilíaca en la parte superior, el pubis en la parte anterior y en la parte posterior del ilion encontramos el isquion. La cavidad donde articula la cabeza del fémur se llama acetábulo.
2. **Sacro:** Se trata de un bloque vertebral constituido por la unión de cinco vértebras sacras.

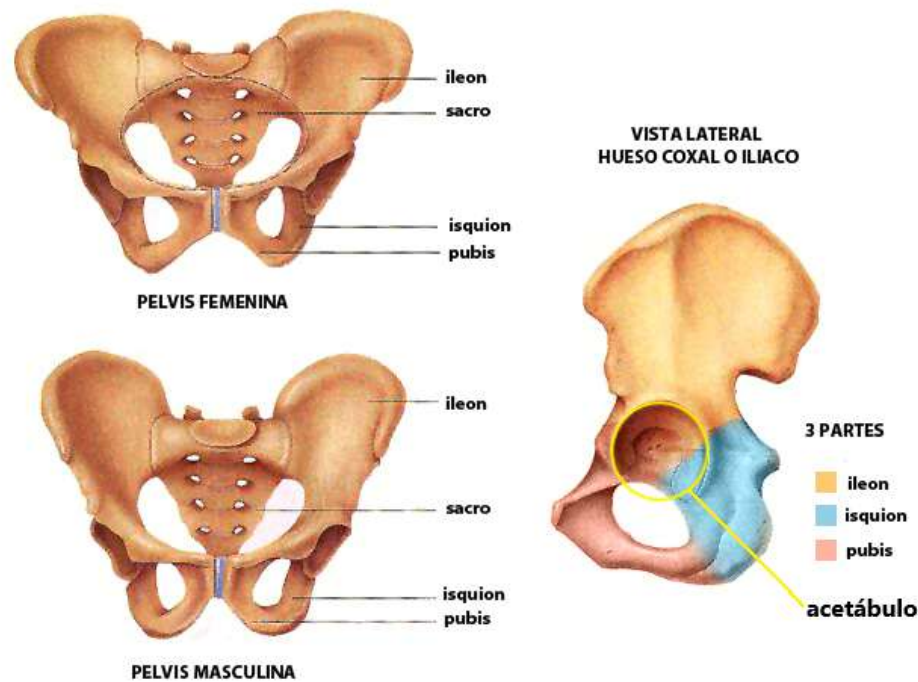


Figura 1.1: Anillo pelviano, formado por el sacro y los dos coxales [18].

Las tres articulaciones de la pelvis, todas ellas de escasa movilidad, son:

1. **Articulación sacroilíaca:** Es una articulación fibrosa entre el hueso sacro y los huesos coxales a cada extremo. Aunque se nombra la articulación sacroilíaca en singular, se puede distinguir articulación sacroilíaca izquierda y derecha, tal y como puede verse en la Figura 1.2.
2. **Sínfisis del pubis:** Se trata de una articulación fibrocartilaginosa que une ambos huesos coxales por la parte anterior, tal y como se muestra en la Figura 1.2.



Figura 1.2: Articulaciones sacroilíacas y sínfisis del pubis [19].

La fuerza y estabilidad de la pelvis se basa en los fuertes ligamentos que conectan el sacro con el resto de huesos de la pelvis. Entre los ligamentos destacan el sacroiliaco, el sacroespinoso y el sacrotuberoso, mostrados en la Figura 1.3. La ruptura de estos ligamentos conllevaría a la inestabilidad pélvica.[20]

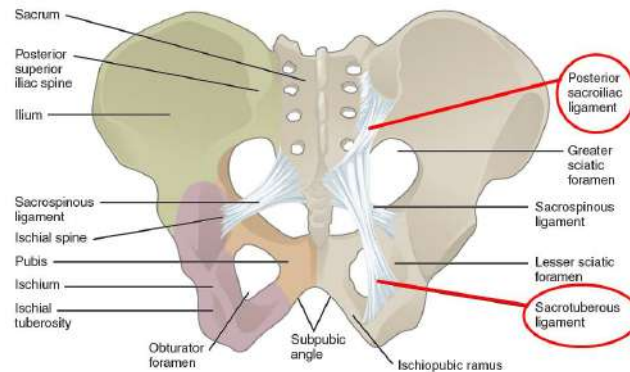


Figura 1.3: Estabilización del anillo pélvico [21].

El anillo pélvico es una resistente estructura ósea relacionada con importantes ramas y plexos arterio-venosos y vísceras (uretra, vejiga, órganos genitales y recto) que pueden resultar dañadas por el propio traumatismo o por fragmentos óseos de la fractura. Las estructuras vasculares son las causantes de la complicación más grave (shock hemorrágico) del traumatismo pélvico, cuando resultan dañadas. [22]

1.2.1. Fractura de pelvis

La pelvis se considera una estructura en anillo que puede fracturarse a un nivel o presentar fracturas múltiples. Existen varios esquemas de clasificación para las fracturas del anillo pélvico:

1.2.1.1. Clasificación de Young y Burgess

La clasificación de Young y Burgess incorpora no sólo el mecanismo lesional sino también la dirección de las fuerzas involucradas en la fractura de pelvis. La dirección de las fuerzas involucradas permite dividir los mecanismos lesionales en tres patrones principales de fractura:

1. **Lesión por compresión lateral (LC):** Es el tipo más común de fractura pélvica y se da habitualmente como consecuencia de un accidente de coche o de caídas laterales. Una fuerza por compresión lateral derivará en una lesión por rotación interna, tal como se puede ver en la Figura 1.4 (Lesiones tipo A). Se distinguen tres grados de lesión que derivan en una lesión de mayor gravedad:

- LC1: Fractura por compresión sacra en el lado del impacto, ya sea con fractura de rama pubiana unilateral o bilaterales.

- LC2: Fractura del ilíaco en el lado del impacto (media luna) o disrupción sacroilíaca posterior.
- LC3: Se produce una LC1 o LC2 en el lado del impacto, pero la lesión se extiende a la hemipelvis contraria, dando lugar a una lesión en "libro abierto"

2. **Lesión por compresión anteroposterior (APC):** Esta lesión ocurre cuando se produce un movimiento rotacional y anterior de una o de las dos hemipelvis. Está asociada a lesiones de articulaciones sacroilíacas, diástasis y fracturas del sacro, como se observa en la Figura 1.4 (Lesiones tipo B). Destacar que estas lesiones suelen causar hemorragia. Como en el caso anterior, se subdividen en tres tipos:

- APC1: Se caracteriza por una apertura de la sínfis púbica menor de 2,5 cm, sin apertura sacroilíaca.
- APC2: Disrupción de la articulación sacroilíaca anterior, aumentando la inestabilidad rotacional pero manteniendo la estabilidad vertical al mantener íntegros los ligamentos sacroilíacos posteriores.
- APC3: Disrupción de la articulación sacroilíaca posterior bien por lesión ligamentosa, fractura sacra completa o fractura-luxación sacroilíaca.

3. **Lesión por cizallamiento vertical:** En este tipo de lesiones mostradas en la Figura 1.4 (Lesiones tipo C), la hemipelvis se ve desplazada en sentido superior o posterior debido a una fuerza longitudinal aplicada sobre la misma. Las lesiones más habituales son las que afectan al anillo posterior de la pelvis por fractura en la articulación sacroilíaca y la lesión ligamentosa con luxación sacroilíaca, como consecuencia de caídas desde altura.

Existen mecanismos combinados de los patrones de lesión descritos anteriormente, siendo el más común la compresión lateral (LC) y cizalladura vertical.

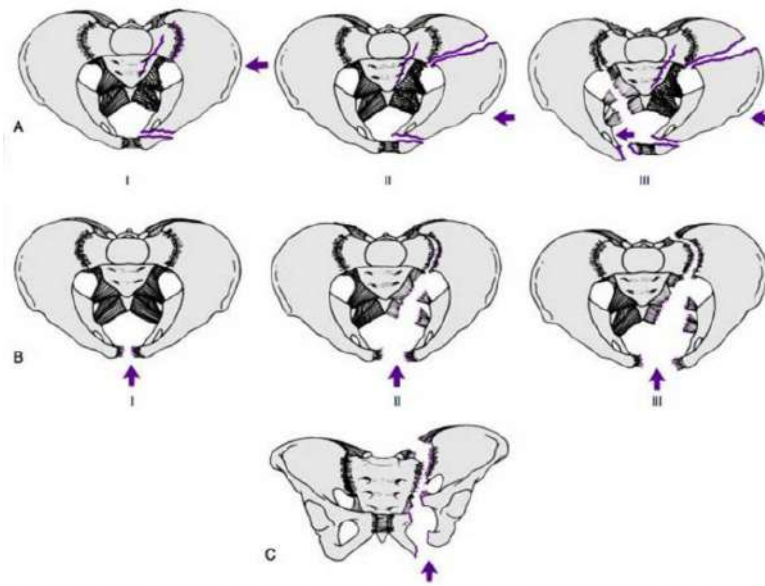


Figura 1.4: Clasificación de fracturas pélvicas de Young & Burgess [23].

1.2.1.2. Clasificación de Martin Tile

De acuerdo con la clasificación de Tile, las lesiones se clasifican basándose en los vectores de fuerza de compresión lateral, compresión anteroposterior y cizallamiento vertical incluyendo una componente de estabilidad; de forma que establece tres grupos:

1. **Tipo A: Lesiones estables:** Son fracturas estables porque no comprometen el anillo pelviano posterior. Generalmente no requieren tratamiento quirúrgico. En este tipo de fracturas, representadas en la Figura 1.5, se diferencian tres subgrupos:
 - Grupo A1: Fracturas avulsivas que no involucran el anillo pélvico.
 - Grupo A2: Fracturas con desplazamiento mínimo.
 - Grupo A3: Fractura transversal del sacro o coxis.

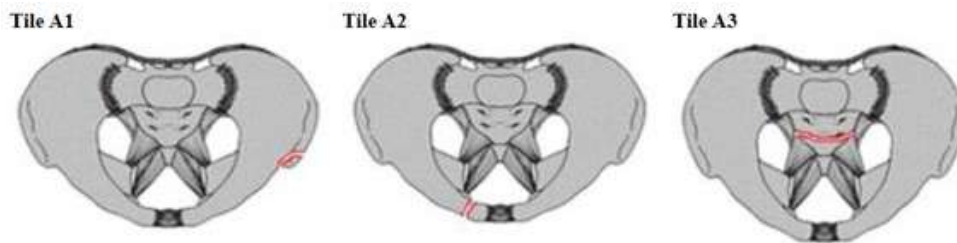


Figura 1.5: Fracturas del grupo A de la clasificación de Tile [24]

2. **Tipo B: Lesiones parcialmente inestables:** Son fracturas en las que existe una interrupción parcial del anillo pélvico posterior, como se puede observar en

la Figura 1.6. Son consideradas parcialmente inestables con diversos grados de inestabilidad rotacional. Requerirán de tratamiento quirúrgico dependiendo del grado de inestabilidad y desplazamiento. En este tipo de fracturas se consideran tres grupos:

- Grupo B1: Lesión en libro abierto, por rotación externa.
- Grupo B2: Lesión por compresión lateral.
- Grupo B3: Lesión incompleta pero bilateral del anillo posterior. Se produce por combinación de las lesiones tipo B1 y B2.

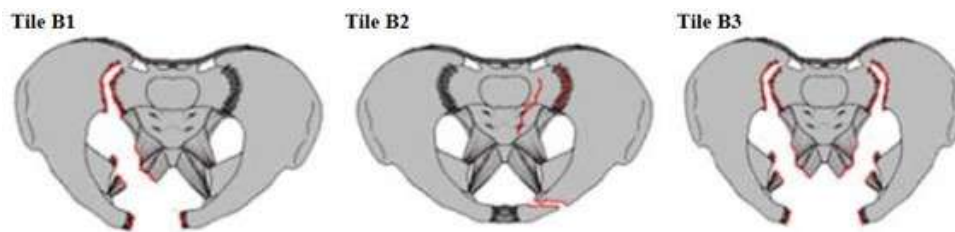


Figura 1.6: Fracturas del grupo B de la clasificación de Tile [24]

3. Tipo C: Lesiones inestables: Son fracturas en las cuales existe una interrupción completa de todas las estructuras óseas y ligamentosas del anillo posterior, existiendo una inestabilidad tanto rotacional como vertical. Son fracturas inestables que requerirán de estabilización quirúrgica del anillo posterior y anterior. En este tipo de fracturas, también se distinguen tres subgrupos mostrados en la Figura 1.7:

- Grupo C1: Fracturas con compromiso unilateral del anillo posterior.
- Grupo C2: Fracturas con compromiso bilateral; compromiso incompleto en un lado y lesión contralateral completa.
- Grupo C3: Fracturas con compromiso bilateral completo del anillo posterior. Suelen estar asociadas a lesiones del acetábulo.

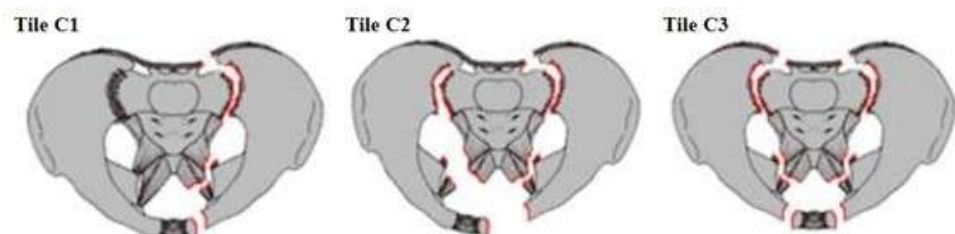


Figura 1.7: Fracturas del grupo C de la clasificación de Tile [24]

En este Trabajo Final de Grado se hará uso de esta clasificación, y en concreto se incidirá en las fracturas parcial y totalmente inestables.

1.2.2. Estabilización externa inicial

La importancia de estabilizar las fracturas pélvicas radica en el control del shock hemorrágico derivado de la lesión. Los cinturones pélvicos son un sistema de estabilización provisional empleado en el ámbito prehospitalario. Su finalidad es controlar el sangrado atribuible a la inestabilidad pélvica y contenerlo mediante un mecanismo de autotaponamiento [25]. Por tanto, son de gran utilidad en traumatismos pélvicos inestables. Estos dispositivos, denominados cinturones pélvicos o *"binders"* son no invasivos, sencillos de usar y de fácil disponibilidad por su bajo coste.

Existen diferentes tipos de cinturones pélvicos, tal y como puede verse en la Figura 1.8, pero todos ellos se caracterizan por permitir una sujeción rápida y sencilla, con un tamaño estandar para la mayoría de la población y ofrecen la ventaja de poder realizar pruebas de diagnóstico por imagen sin necesidad de ser retirados.



Figura 1.8: Tipos de cinturones pélvicos. (a) cinturón pélvico SAM Sling II [26] (b) estabilizador pélvico T-POD [27].

Estos cinturones pélvicos deben colocarse a nivel del trocánter mayor, localizado en la parte superior más prominente del fémur, como se muestra en la Figura 1.9, aplicando una fuerza de compresión.

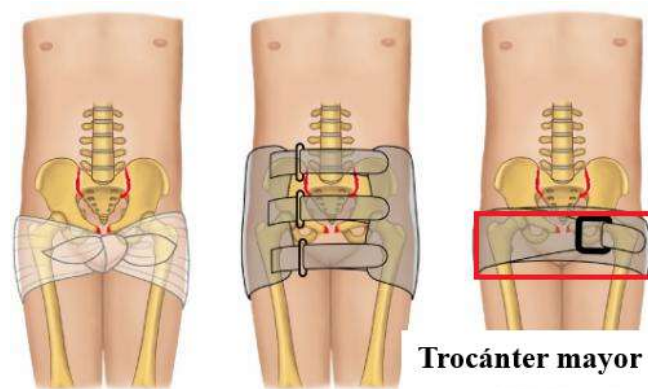


Figura 1.9: Colocación cinturón pélvico [24].

Sin embargo, en la literatura se hace mención a la incorrecta colocación del cinturón pélvico así como al exceso de tensión aplicada, que compromete la estabilidad y supervivencia del paciente [28]. Por consiguiente, se pretende diseñar un sistema que permita simular las fracturas pélvicas inestables y sensorizar la tensión de compresión aplicada para su correcta inmovilización, así como la posición de las partes fracturadas.

1.3. Objetivos y planificación del proyecto

1.3.1. Objetivos

La motivación de este Trabajo Fin de Grado es diseñar un sistema fiable para la práctica clínica que permita emular las distintas fracturas pélvicas. Con la finalidad de involucrar a los médicos en formación en entrenamientos de habilidades básicas como la colocación del cinturón pélvico para estabilizar la pelvis fracturada, se añadirá al sistema los componentes electrónicos necesarios para proporcionar un *feedback* de información. Para ello se establecen unos objetivos que se pretenden cumplir:

1. El estudio de la anatomía, las fracturas y los métodos de estabilización de la pelvis. Este punto es importante para entender los retos clínicos y poder reproducirlos.
2. Diseño de la pelvis para habilitar el conjunto de sensores y actuadores.
3. Desarrollo de la electrónica para configurar los sensores y actuadores.
4. Crear una interfaz que albergue toda la información generada en la simulación y permita al clínico interactuar con la electrónica programada.

1.3.2. Planificación del proyecto

De acuerdo con los objetivos planteados, se ha estructurado el proyecto en 6 Capítulos:

- **Capítulo 1:** Este capítulo de carácter introductorio sirve para presentar la enfermedad traumática, y más concretamente, el trauma pélvico. Para entender los diferentes tipos de fracturas que se ocasionan en la pelvis, se hace un repaso previo a la anatomía y fisiología de la pelvis. Adicionalmente, se presentarán diferentes sistemas de clasificación de las fracturas del anillo pélvico y se cerrará el Capítulo con el método de estabilización inicial estudiado.
- **Capítulo 2:** El Capítulo llamado *Diseño e implementación hardware*, se centra en la investigación y selección de los componentes electrónicos encargados de sensar la colocación del cinturón pélvico y generar las distintas fracturas pélvicas. A continuación se busca la electrónica que permita procesar la información de los sensores escogidos e integrar todos los componentes hardware en un circuito de conexión .

- **Capítulo 3:** Una vez se consigue el circuito eléctrico, en el Capítulo 3 se continua con el diseño por Software de la pelvis en 3D, incluyendo los sensores y actuadores seleccionados en el paso anterior.
- **Capítulo 4:** En este Capítulo se diseña la arquitectura de comunicación necesaria para establecer el intercambio de información entre el sistema de sensores y actuadores y la aplicación web que permitirá a los profesionales interactuar con el simulador.
- **Capítulo 5:** Tras desplegar la aplicación y conseguir la comunicación con los sensores y actuadores, en este Capítulo se realizan todas las pruebas experimentales para validar el diseño realizado.
- **Capítulo 6:** Finalmente, en el Capítulo 6 se presentarán las conclusiones y las líneas futuras de este Trabajo Fin de Grado.

Capítulo 2

Diseño e implementación hardware

En este Capítulo se presenta el procedimiento y materiales que se han empleado para llevar a cabo el diseño e implementación de todo el hardware necesario para realizar la simulación de las diferentes fracturas de pelvis.

2.1. Sensores y actuadores

Con el objetivo de reproducir las diferentes fracturas pélvicas y sensorizar la unión para obtener información acerca de lo que sucede cuando se pretende estabilizar la pelvis, es necesario un sistema de instrumentación formado por actuadores y sensores. Un actuador es un dispositivo con la capacidad de generar una fuerza que ejerce un cambio de posición, velocidad o estado de algún tipo de elemento mecánico, a partir de la transformación de energía. Por el tipo de energía utilizada, los actuadores pueden ser hidráulicos, neumáticos o eléctricos. Otra forma de clasificarlos refiere al tipo de movimiento que generan, pudiendo ser actuadores lineales o actuadores rotatorios. Los actuadores proporcionan la fuerza necesaria para mover o desplazar las piezas pélvicas.

Los sensores son unos dispositivos que miden magnitudes externas físicas o químicas, llamadas variables de instrumentación y las transforman en variables eléctricas que somos capaces de manipular y cuantificar.

2.1.1. Electroimanes

Los actuadores escogidos para simular las fracturas de la pelvis son los electroimanes. Los electroimanes son un tipo de imán que se caracteriza por su efecto magnético, el cual depende del flujo de una corriente eléctrica externa. Al hacer circular corriente a través de las espiras conductoras de la bobina del electroimán, se genera un campo magnético en su interior. Si está desconectado de la fuente externa, su campo magnético desaparece. Si enfrentamos el electroimán a una placa metálica con propiedades ferromagnéticas, se consigue la unión y desunión de las piezas ferromagnéticas enfrentadas manipulando la corriente que atraviesa el electroimán. Este tipo de imanes están disponibles en varias formas y tamaños para un amplio

abanico de aplicaciones.

1. **Electroimanes de succión circular:** En los electroimanes circulares, la superficie de absorción es circular, como se puede ver en la Figura 2.1. Esta superficie circular queda adherida a la pieza ferromagnética mientras se aplica la corriente externa. Cuando cesa el flujo eléctrico externo, se suelta la pieza mantenida.



Figura 2.1: Electroimán de succión circular [29].

2. **Electroimanes rectangulares:** Este tipo de electroimanes mantienen las propiedades y el funcionamiento de los electroimanes circulares pero el plano de absorción es rectangular, tal y como puede verse en la Figura 2.2.



Figura 2.2: Electroimán de superficie rectangular [30].

3. **Electroimanes de accionamiento:** A diferencia de los dos anteriores, en este tipo de electroimanes, el pistón se mueve desde la posición inicial a la posición final, generando una fuerza de empuje o de atracción. El retorno a la posición inicial se realiza mediante fuerzas externas. En la Figura 2.3 se pueden ver estos electroimanes, la bobina y el pistón.



Figura 2.3: Electroimán de accionamiento con pistón [31].

Los electroimanes escogidos para este Trabajo Fin de Grado son los electroimanes circulares, puesto que las dimensiones del mismo se ajustan mejor al espacio. El modelo seleccionado está diseñado para un voltaje de funcionamiento de 5 Voltios, con un consumo aproximado de corriente de 350 miliAmperios [32]. Con un diámetro de 20 mm y una altura de 15 mm, se obtiene un imán potente con una fuerza de sujeción de 2,5 kg, lo que equivale aproximadamente a 25 Newtons. El plano de absorción de 8 mm de diámetro permite sujetar objetos de hasta 1 kg de peso, siendo más que suficiente para mantener unidas las piezas 3D que conforman la pelvis, las cuales detallaremos en la Sección 3.1.



Figura 2.4: Electroimán circular 20x15 mm [32].

2.1.2. Sensores de distancia y presión

Cuando se produce una fractura pélvica y se procede a su estabilización mediante la colocación del cinturón pélvico, se pretende evaluar dos parámetros importantes: el posible movimiento de los huesos fracturados tras la colocación del cinturón pélvico, y la presión ejercida al aplicar el cinturón estabilizador.

Existen muchos tipos de sensores en el mercado que se podrían emplear: sensores de luz, sensores de presión, sensores magnéticos, sensores láser, entre otros. La primera selección que se ha hecho para evaluar la unión entre los diferentes huesos de la pelvis es la siguiente:

- **Sensor óptico o fotorresistor LDR:** Es un tipo de sensor cuya resistencia es sensible a la luz, o lo que es lo mismo, varía con la intensidad de la luz a la que está expuesto el sensor. Concretamente, disminuye su resistencia a medida

que aumenta la luz incidente sobre él. La variación de la resistencia tiene cierto retardo y esto limita su aplicación. Además, estos sensores requieren de un componente emisor que genere la luz. Este tipo de sensor se puede ver en la Figura 2.5.



Figura 2.5: Sensor óptico o fotorresistor [33].

- **Sensor de distancia por ultrasonidos:** Este tipo de sensor permite calcular la distancia entre objetos por ultrasonidos. Este sensor envía una onda ultrasónica a través del disparador o *trigger*, rebota contra el objeto y el receptor o *echo* detecta la onda. Sabiendo cuánto ha tardado en viajar la onda, se puede calcular la distancia entre el sensor y el objeto. Aunque son sensores baratos y sencillos de usar, tienen varios inconvenientes, y el más limitante es la baja precisión en la medición. En entornos con muchos objetos y orientaciones cambiantes de las superficies, se pueden generar ecos y falsas mediciones. El sensor ultrasónico HC-SR04 se muestra en la Figura 2.6.



Figura 2.6: Sensor de distancia por ultrasonidos HC-SR04 [34].

- **Sensor de distancia láser infrarrojo:** El sensor por infrarrojos permite detectar un obstáculo a cierta distancia. Utiliza un LED emisor de luz infrarroja que es invisible a la vista, y al reflejarse en el obstáculo, es detectado por un fotodiodo. Como principal inconveniente se encuentra que el sensor no es capaz de detectar la distancia exacta al objeto, solo que se encuentre dentro de un umbral preestablecido. El módulo detector de obstáculos por infrarrojos se muestra en la Figura 2.7.



Figura 2.7: Sensor detector de obstáculos por infrarrojos [35].

- **Sensor magnético:** Este tipo de sensor permite detectar la presencia de campos magnéticos, cuya fuente generalmente es un imán. Dentro de los sensores magnéticos, se han valorado dos posibilidades:

- **Interruptor magnético:** Es un dispositivo, como el que se muestra en la Figura 2.8, que cuando se aproxima al imán, el sensor detecta el campo magnético y emite una señal de salida. Y en caso contrario, cuando no detecta campo magnético, el sensor se desactiva y deja de emitir señal. Se comporta como un interruptor que se activa ante la presencia de un imán. Por lo que tras estudiar sus características, no se considera adecuado para medir las posiciones relativas entre dos objetos.



Figura 2.8: Interruptor magnético [36].

- **Sensor de efecto Hall:** Los sensores de proximidad magnéticos de efecto Hall operan por medio de la medición del voltaje cambiante, cuando el dispositivo es colocado en un campo magnético. Se obtiene una salida proporcional a la proximidad de los imanes enfrentados. Si fluye corriente por el sensor Hall y se aproxima a un imán de neodimio, como el de la Figura 2.9, el sensor crea un voltaje saliente directamente proporcional a la intensidad del campo magnético que pasa por el material semiconductor del sensor, y consecuentemente, a la distancia al imán. El modelo que se ha considerado más adecuado por su tamaño y linealidad en la respuesta es el SS495A del fabricante *Honeywell* [37], mostrado en el apartado a) de la Figura 2.9. Las dimensiones del imán de neodimio seleccionado se especifican en la Figura 2.9 b). En la Tabla

2.1 se muestran las especificaciones del sensor Hall SS495A.

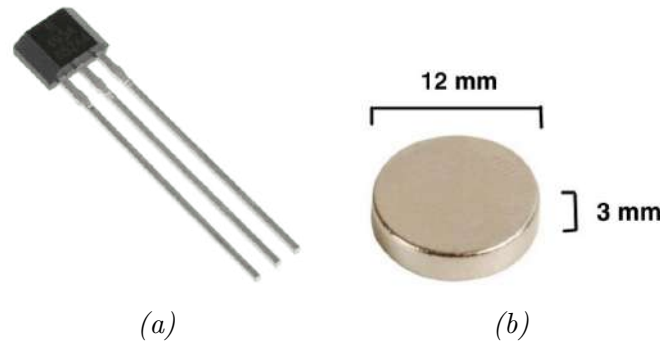


Figura 2.9: (a) Sensor de efecto Hall SS495A [38]. (b) Imán de neodimio N40 [39].

En la Tabla 2.1 se muestran las especificaciones del sensor Hall SS495A.

Especificaciones	SS495A
Rango magnético (B)	Típico: ± 670 Gauss, Mínimo: ± 600 Gauss
Voltaje de alimentación	4,5-10 Voltios
Corriente de alimentación	Tipica: 7,0 mA, Máxima: 8,7 mA
Rango de temperatura de funcionamiento	-40/150°C
Sensibilidad	3,125 $\pm 0,125$

Tabla 2.1: Especificaciones sensor hall SS495A [37].

Con estos sensores se pretende medir la distancia entre los huesos fracturados, antes y después de realizar la maniobra de estabilización de la pelvis. Comparando ambas medidas de posicionamiento entre los huesos, se podrá conocer el impacto que tiene la maniobra de estabilización en la fractura de pelvis.

Por otro lado, la fuerza de contacto entre los huesos se evalúa con un sensor de tipo resistivo, que son sensores que varían el valor de su resistencia en función de la presión que se ejerce sobre ellos. La resistencia disminuye con el aumento de presión, es decir, por el aumento de la fuerza por unidad de área. El cambio en el carácter resistivo del sensor provoca un aumento o disminución de la corriente que pasa a través del dispositivo, que luego se utiliza para medir la tensión involucrada.

Atendiendo a su forma, tamaño y rango de detección, se han estudiado dos posibilidades:

- **Sensor de fuerza resistiva FSR rectangular:** El sensor FSR con un área de detección rectangular, es buena opción para detecciones más amplias que no requieren de mucha precisión. El modelo estudiado es el sensor FSR 406, como el que se muestra en la Figura 2.10. Con un área sensible de 40mm, detecta un rango de fuerzas comprendido entre 0,2 y 20 Newtons.

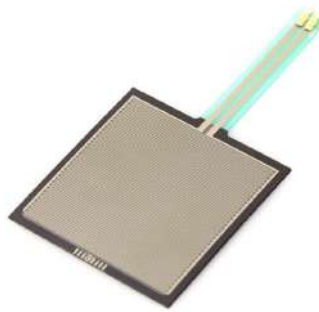


Figura 2.10: Sensor de fuerza resistiva FSR 406 [40].

- **Sensor de fuerza resistiva FSR circular:** Los sensores resistivos con un área de detección circular son más exactos en las mediciones. Y por su forma y pequeño tamaño, se integran bien en el diseño del modelo de la pelvis. Se ha escogido un sensor de fuerza resistivo circular con una superficie de contacto redonda de 1,5 cm de diámetro del fabricante *Sparkfun* [41], como el que se muestra en la Figura 2.11 a). Las dimensiones del sensor SEN-09375 se detallan en la Figura 2.11 b). Este sensor tiene una resistencia típica de 100 kilohmios en reposo, disminuyendo hasta los 10 kilohmios cuando se ejerce presión máxima sobre el sensor. Su rango de presión varía de 100 gramos a 10 kg.

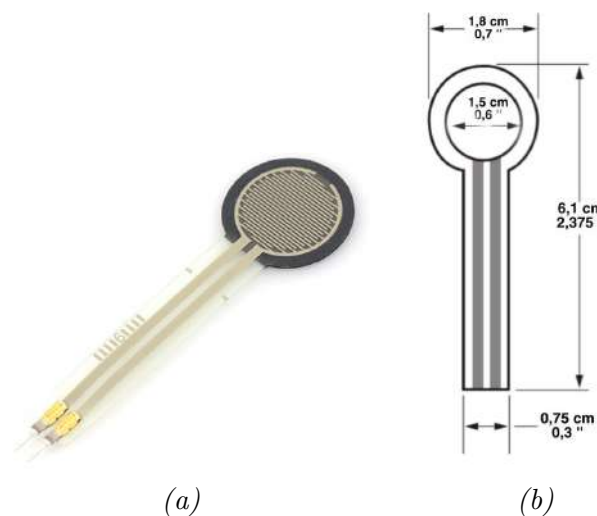


Figura 2.11: (a) Sensor de fuerza resistiva [41]. (b) Dimensiones sensor SEN-09375.

Especificaciones	SEN-09375
Resistencia sin presión	> 1 MOhmio
Rango de resistencia	0-10kOhmio
Rango de sensibilidad a la fuerza	100gr-10kg
Fuerza de ruptura (umbral)	20-100gr
Rango de temperatura de funcionamiento	-30/70°C
Sensibilidad al ruido/Vibración	No afecta de forma significativa

Tabla 2.2: Especificaciones sensor de fuerza resistivo SEN-09375 [42].

Este tipo de sensor se emplea para la medición de la presión aplicada al colocar el cinturón pélvico en la maniobra de estabilización.

2.2. Microcontrolador

Se elige una plataforma electrónica en base al microcontrolador que presenta, puesto que se requiere gestionar las señales de los sensores de una forma eficiente. El microcontrolador que se va a utilizar es el integrado en las placas de Arduino, con una interfaz de entrada a través de la cual se pueden conectar a la placa diferentes tipos de periféricos, como los sensores utilizados en este Trabajo Fin de Grado. Atendiendo al modelo de chip integrado en las placas de Arduino, se hace una selección de aquellas que poseen un microcontrolador de 32 bits. La conexión de varios sensores y el objetivo de vincular la información recogida de estos a una aplicación incrementa la complejidad del sistema y requiere más potencia de procesamiento así como conexión WiFi. Con estos requisitos, se valoran dos opciones.

2.2.1. Arduino Due y módulo WiFi ESP8266

Arduino Due es una placa de desarrollo con un microcontrolador ARM de 32 bits que posee todos los pines necesarios para la conexión de los sensores y actuadores, como se puede consultar en su *Datasheet* [43]. Sin embargo, no presenta antena integrada para establecer conexión a la red. Por esta razón, se adiciona un módulo WiFi basado en el chip ESP8266-12F de 32 bits que permite dar acceso al microcontrolador de Arduino a una red WiFi [44]. Sin embargo, la conexión en serie entre la placa Arduino Due y la ESP saturan el canal de comunicación y no dejan espacio suficiente para el intercambio de datos.

2.2.2. Arduino MKR WiFi 1010

Se sustituye el conjunto formado por la placa Arduino Due y el módulo D1 WiFi, por la placa Arduino MKR WiFi 1010, mostrada en la Figura 2.12.

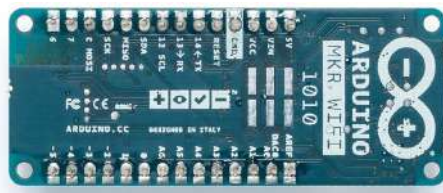


Figura 2.12: Placa Arduino MKR WiFi 1010 [45].

Esta placa de desarrollo Arduino tiene soporte de comunicación WiFi y Bluetooth integrado en el microchip ATMEL de 32 bits. El voltaje de funcionamiento del microprocesador MKR WIFI 1010 es de 3.3V. Permite conectar distintos componentes entrada y salida (E/S) digitales y analógicos.

Tiene un circuito de carga de Li-Po que permite que el Arduino MKR WIFI 1010 funcione con la energía de la batería o con una fuente externa de 5 voltios. La elección final para este Trabajo Fin de Grado es la placa Arduino MKR WiFi 1010 puesto que cumple con los requisitos necesarios para recoger la información de los sensores y establecer la conexión a la red. Esta placa permite acelerar y simplificar la creación de aplicaciones de IoT basadas en WiFi gracias a la flexibilidad del módulo ESP, con un formato compacto y bajo consumo de energía.

En la Tabla 2.3 se recogen los datos técnicos de la placa MKR WiFi 1010.

Especificaciones técnicas	MKR WiFi 1010
Tamaño y peso	61,5 mm x 25 mm, 12g
Módulo chip	ATSAMD21
Pines de entrada y salida digitales (ADC)	8
Pines analógicos	E:7, S:1
Voltaje de funcionamiento	3,3 Voltios
Voltaje de alimentación (USB)	5 Voltios
Corriente de funcionamiento	700 miliAmperios
Protocolos de comunicación	SPI, I2C, I2S, USB, UART
Memoria SRAM	32 KB
Memoria FLASH	256 MB
Conectividad	WiFi y Bluetooth
WiFi	2,4 GHz, 802.11 b/g/n
Frecuencia del reloj	48 MHz

Tabla 2.3: Especificaciones técnicas placa Arduino MKR WiFi 1010 [45].

2.3. Montaje y conexión de los componentes hardware

El conjunto de sensores, actuadores y módulos adicionales deben establecer la comunicación con la placa de Arduino a través de los pines habilitados para ello, generando un circuito que permite la comunicación entre los diferentes componentes. Los componentes que se integran en el circuito son:

1. **Sensor FSR:** Este sensor tiene una extensión que termina en dos puntas. En el diagrama de la Figura 2.13(a) se observa las conexiones del sensor FSR con los pines de la placa Arduino. Como muestra el esquema de conexión, el cable rojo representa la alimentación que va conectada al pin 3,3 Voltios del Arduino, el cable negro se conecta a la tierra (GND) a través de una resistencia de 10 kilohmios y por último, el cable azul representa la señal del sensor FSR y se dirige a uno de los pines analógicos del Arduino.
2. **Sensor Hall:** El sensor Hall tiene tres pines de conexión. El esquema de conexión con el Arduino se muestra en la Figura 2.13(b). Colocando el sensor Hall con la cara donde tiene las inscripciones del modelo (495A), el pin de la izquierda irá alimentado al pin 3,3 Voltios del Arduino. El pin central se conecta a tierra (GND) y el pin de la derecha es la señal de salida y se direcciona a un pin analógico de la placa Arduino.

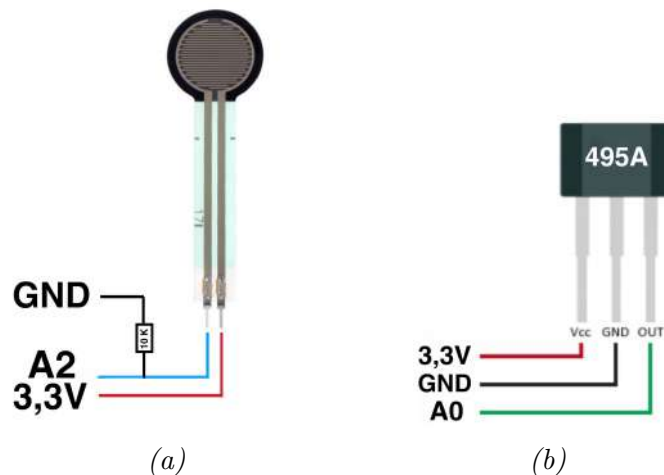


Figura 2.13: (a) Esquema de conexión sensor FSR SEN-09375 [42]. (b) Esquema de conexión sensor Hall SS495A [37].

3. **Módulo de relés con dos canales:** Un relé es un interruptor mecánico operado eléctricamente, lo que significa, que se puede controlar mediante una señal eléctrica enviada desde Arduino. Los dos posibles valores de esta señal (ON, OFF) ingresan por los puertos de control de los relés, denominados *IN1* e *IN2* y que irán conectados a los pines digitales del Arduino. Por el otro extremo, el conector lleva al exterior los contactos de los relés, pudiendo ser contacto normalmente abierto (NA) o contacto normalmente cerrado (NC). Los

primeros permanecerán abiertos mientras no se actúe sobre ellos y cuando se envía la señal, el contacto se cerrará y dejará de circular la corriente que alimenta al electroimán. Los contactos NC funcionan justamente al contrario.

Las conexiones de este módulo se indican en la Figura 2.14.



Figura 2.14: Módulo de relés con 2 canales [46].

De esta forma, mediante los pines digitales de Arduino, se puede controlar el paso de la corriente del módulo de relés y la activación de los electroimanes. Se escoge la salida NA para conectar los relés a cada electroimán y detener el paso de corriente al enviar la señal desde Arduino.

Así, el esquema final de conexiones integrando todos los componentes hardware utilizados se muestra en la Figura 2.15.

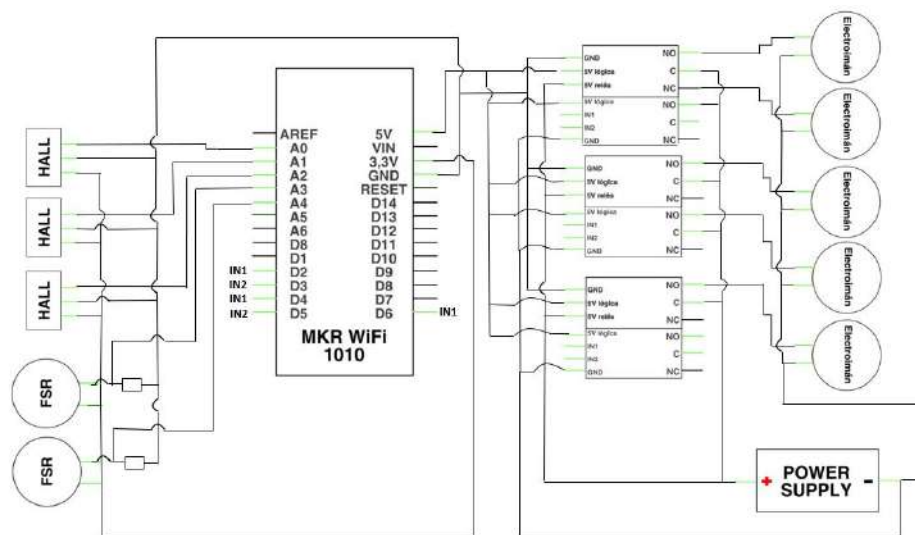


Figura 2.15: Esquema de conexiones del circuito.

Capítulo 3

Diseño de la pelvis en 3D

3.1. Diseño de la pelvis

Para el diseño de la estructura pélvica se han empleado diferentes softwares:

1. **Blender:** Se trata de un programa de software libre y código abierto dedicado especialmente al modelado y diseño 3D. El programa permite editar las piezas o modelos que se pueden imprimir en 3D, simplemente exportándolos como archivos STL. El formato STL simplifica la estructura de los objetos, descomponiendo todas las geometrías y reduciéndolas a mallas.
2. **Prusa Slicer:** Una vez finalizado el diseño de las piezas, la impresión 3D se realizó con el programa Prusa Slicer. Este software es un laminador para impresoras 3D que convierte el modelo 3D en un archivo de código compatible con la impresora 3D. En este Trabajo Fin de Grado, se ha utilizado el modelo de impresora *Original Prusa i3 MK3S+*, como el que se muestra en la Figura 3.1. Se ha empleado como material para la impresión 3D el ácido poliláctico (PLA), uno de los materiales más empleados para este tipo de trabajos.



Figura 3.1: Modelo impresora 3D: *Original Prusa i3 MK3S+*. [47]

El archivo STL inicial de la pelvis humana se obtuvo del repositorio de archivos 3D digitales llamado *Cults3D* [48]. En la Figura 3.2 se puede observar el modelo inicial, una vez importando en el programa de edición *Blender*.



Figura 3.2: Pelvis 3D archivo STL.

Las dimensiones estándares reales de la pelvis humana se consultaron en el libro de Anatomía general y aparato locomotor *Prometheus* [49]. En la Figura 3.3 a) se aprecia que el diámetro transverso de la pelvis se aproxima a 13 cm, mientras que el diámetro conjugado obstétrico mide 11 cm. La distancia intercrestal, tal y como puede verse en la Figura 3.3 b), se alarga hasta 29 cm y la distancia interespinosa mide entre 25 y 26 cm.

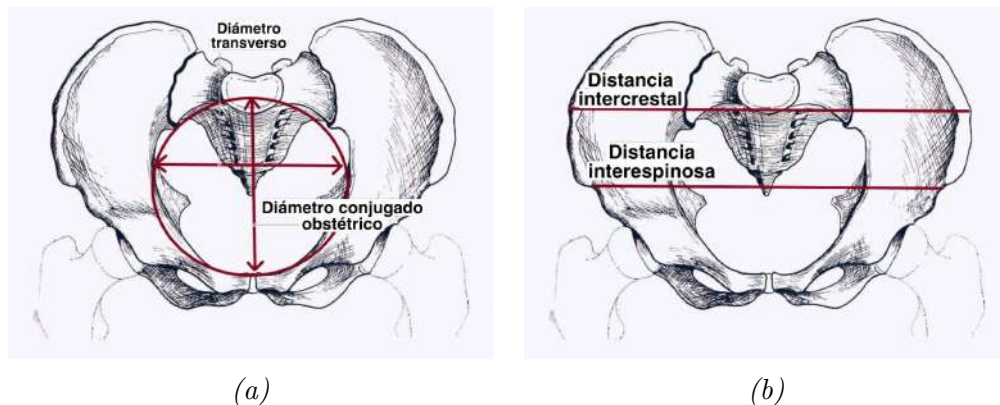


Figura 3.3: (a) Dimensiones internas de la pelvis. (b) Dimensiones externas de la pelvis.

Se aplicó un factor de escala igual a 2,06 al archivo original de la pelvis para dimensionar el modelo a escala real. En la Figura 3.4, se pueden observar las dimensiones exactas del modelo 3D.

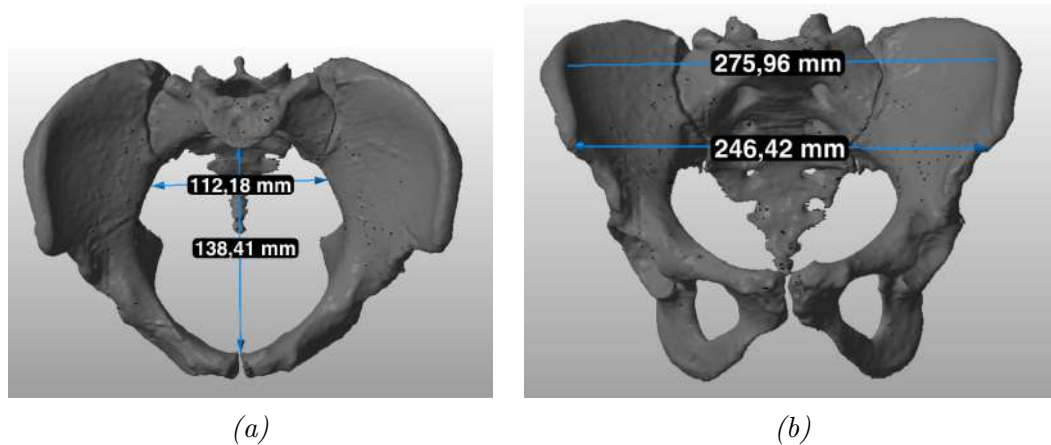


Figura 3.4: (a) Dimensiones internas del modelo 3D de la pelvis a escala real. (b) Dimensiones externas del modelo 3D de la pelvis a escala real.

Para poder reproducir las diferentes fracturas pélvicas, se ha dividido el objeto 3D original en tres partes. Las tres piezas separadas corresponden a los dos huesos coxales y el sacro, como se observa en la Figura 3.5.

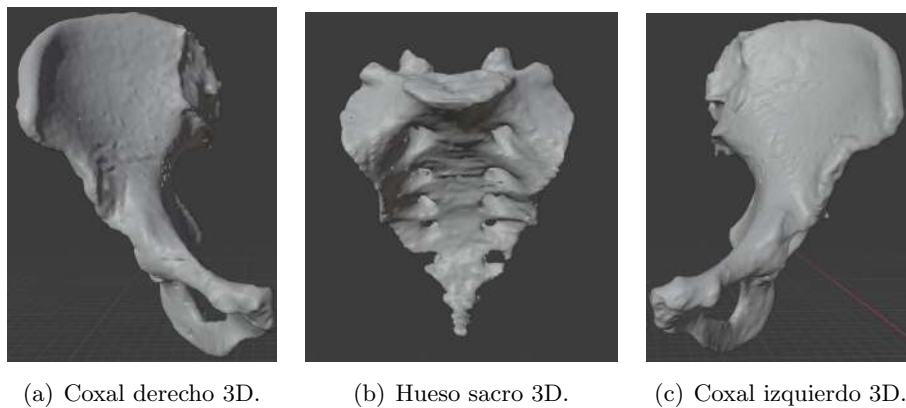


Figura 3.5: Huesos de la pelvis en 3D.

3.1.1. Diseño para habilitar los electroimanes

En las fracturas inestables de tipo B y C de la clasificación de *Tile*, la disrupción se produce en la unión sacroilíaca y en la sínfisis púbica. En los dos huesos coxales, la parte del ilion se ha considerado como la región de la unión sacroilíaca en la que se producen tanto las fracturas de tipo B como las de tipo C. Por un lado, si una fractura de tipo C se quiere simular, hay que llevar a cabo una disrupción completa de la unión sacroilíaca. Por otro lado, si se quiere simular una fractura de tipo B hay que realizar una semidisrupción de la unión sacroilíaca.

Como se explica en la Sección 1.2.1.2, las diferentes fracturas a simular son las siguientes:

- **Fractura tipo B1:** Es una fractura de libro abierto que se produce debido a fuerzas de rotación externa que conducen a un ensanchamiento de la unión sacroilíaca de forma unilateral. La otra hemipelvis permanece estable, como se observa en la Figura 3.6. En las fracturas de libro abierto, las fuerzas externas de rotación generan una separación en la sínfisis del pubis. Si la separación de la diástasis del pubis es mayor de 2,5 cm, el ligamento sacroilíaco anterior empieza a romperse.

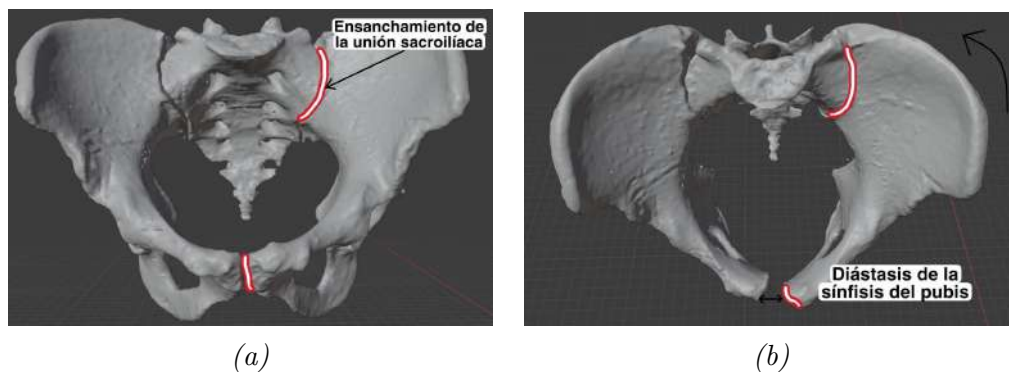


Figura 3.6: (a) Vista frontal de la fractura tipo B1. (b) Vista superior de la fractura tipo B1.

- **Fractura tipo B2:** Esta fractura se produce en una hemipelvis debido a fuerzas de rotación interna. Conducen a una ruptura parcial de la unión sacroilíaca y a una anulación de la sínfisis púbica como se muestra en la Figura 3.7.

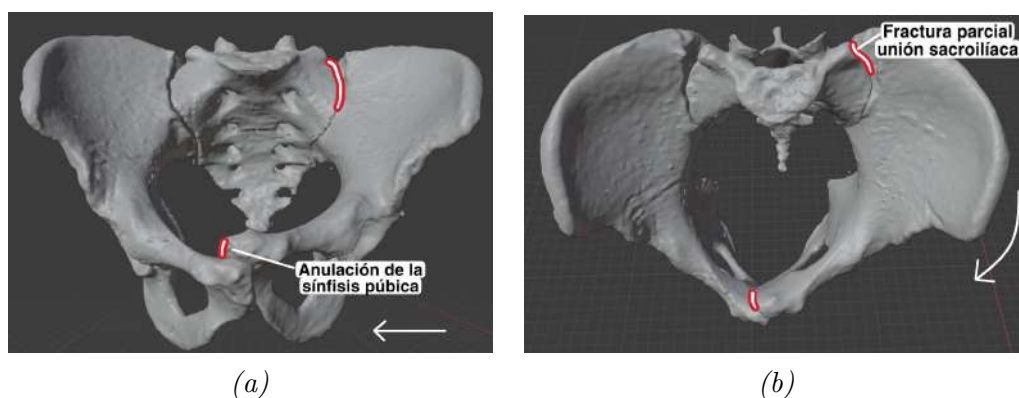


Figura 3.7: (a) Vista frontal de la fractura tipo B2. (b) Vista superior de la fractura tipo B2.

- **Fractura tipo B3:** Es una fractura bilateral que se produce por una combinación de las fracturas tipo B1 y B2, como se muestra en la Figura 3.8.

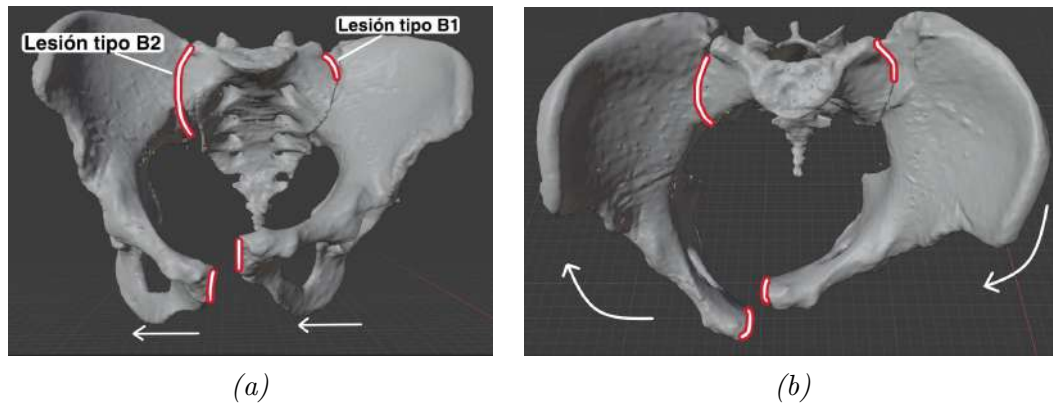


Figura 3.8: (a) Vista frontal de la fractura tipo B3. (b) Vista superior de la fractura tipo B3.

- **Fractura tipo C1:** Este tipo de fractura presenta una disrupción completa de la unión sacroilíaca de forma unilateral. Por lo tanto, la fractura inestable sólo se produce en una hemipelvis como se observa en la Figura 3.9.

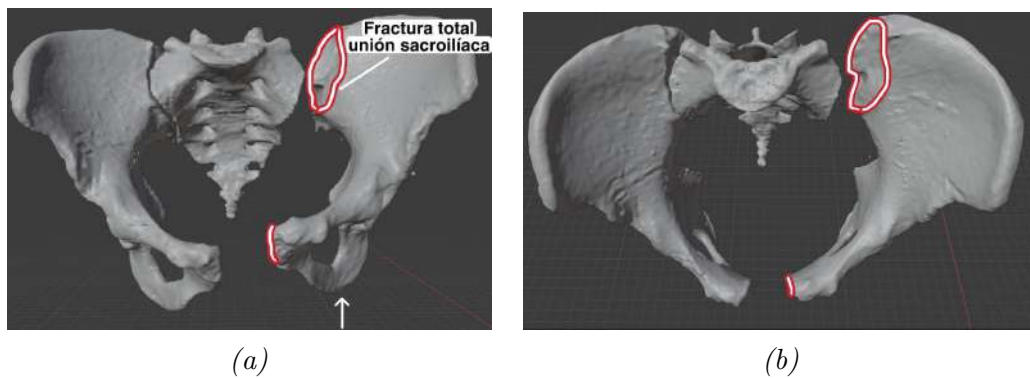


Figura 3.9: (a) Vista frontal de la fractura tipo C1. (b) Vista superior de la fractura tipo C1.

- **Fractura tipo C2:** En este tipo de fractura, se produce la disrupción completa de la unión sacroilíaca en una hemipelvis y en la otra, se produce una fractura parcial. Es decir, las fracturas se producen de forma bilateral: una fractura unilateral completa en una hemipelvis y una disrupción parcial en la otra hemipelvis, como se puede apreciar en la Figura 3.10.

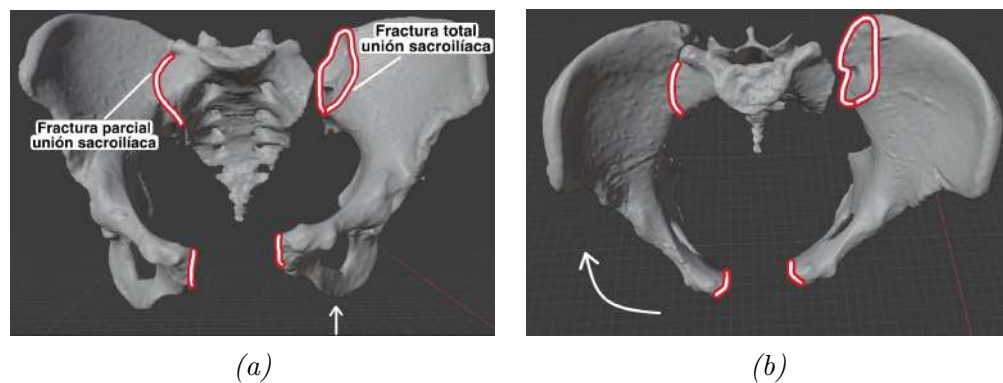


Figura 3.10: (a) Vista frontal de la fractura tipo C2. (b) Vista superior de la fractura tipo C2.

- **Fractura tipo C3:** Es una fractura con afectación bilateral. Como se muestra en la Figura 3.11, ambas hemipelvis están completamente fracturadas produciendo una fractura pélvica compleja.

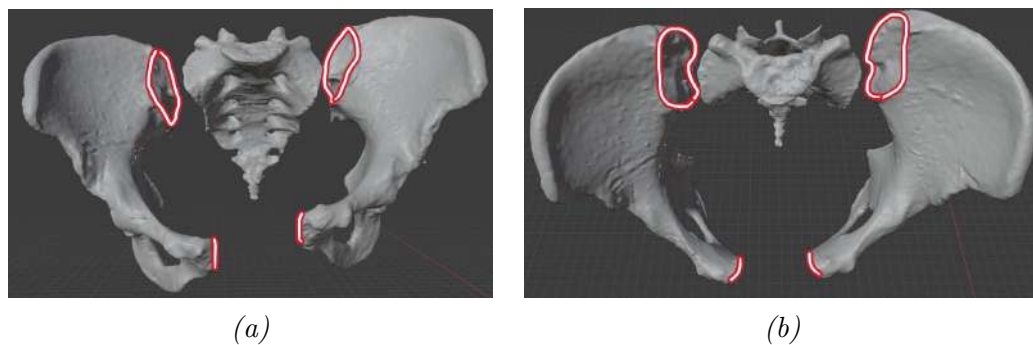


Figura 3.11: (a) Vista frontal de la fractura tipo C3. (b) Vista superior de la fractura tipo C3.

Por lo tanto, para lograr la simulación de los diferentes tipos de fracturas, se ha considerado la colocación de 5 electroimanes:

- **Electroimán 1:** Colocado en la parte superior del ilion izquierdo, tal y como muestran las Figuras 3.12.
- **Electroimán 2:** Colocado en la parte inferior del ilion izquierdo, tal y como muestran las Figuras 3.12.
- **Electroimán 3:** Colocado en la parte superior del ilion derecho, como se observan en las Figuras 3.13.
- **Electroimán 4:** Colocado en la parte inferior del ilion derecho, como se observan en las Figuras 3.13.
- **Electroimán 5:** Colocado en la sínfisis púbica, como se puede ver en las Figuras 3.14.

Se han realizado agujeros pasantes de 21 mm de diámetro para poder insertar los electroimanes en el ilion de los huesos coxales, dejando una cavidad rectangular para el guiado de cables de dimensiones 4 mm de largo por 6 mm de ancho. Por la parte posterior del ilion, se adiciona una plataforma rectangular de dimensiones 15 mm por 25 mm, con un agujero central para fijar el electroimán a su cavidad mediante un tornillo.

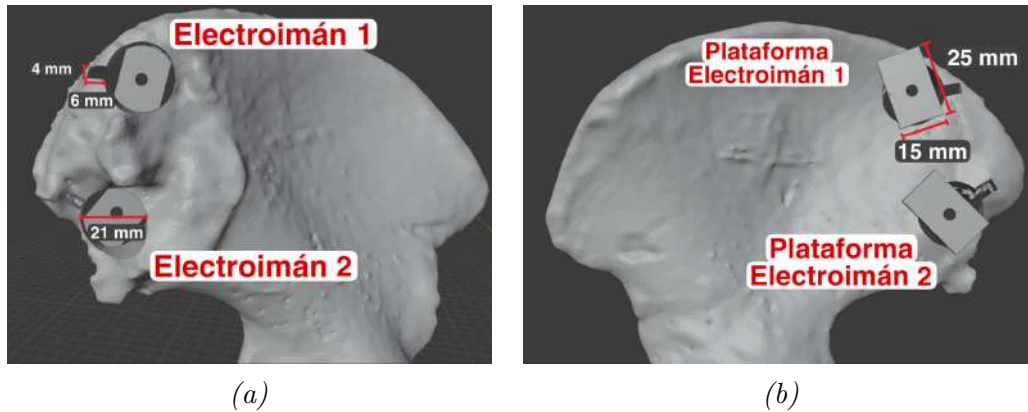


Figura 3.12: (a) Vista frontal del coxal izquierdo. (b) Vista posterior del coxal izquierdo

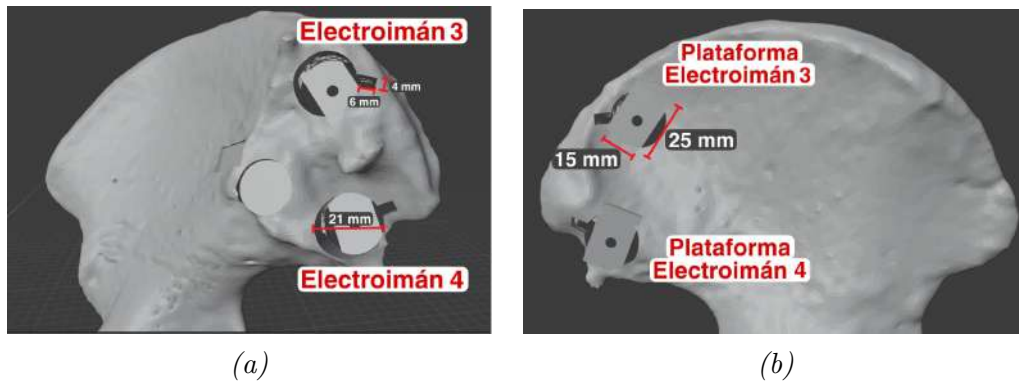


Figura 3.13: (a) Vista frontal del coxal derecho. (b) Vista posterior del coxal derecho

A diferencia de los agujeros pasantes realizados en los huesos coxales, en la sínfisis del pubis se ha diseñado una extrusión circular de 21 mm de diámetro y 10 mm de altura para colocar el electroimán 5, como se observa en las Figuras 3.14.

La placa rectangular, colocada como sujeción del electroimán, se adiciona a la pieza de la pelvis, a una profundidad de 11 mm. El tornillo para fijar el electroimán a la placa se inserta por la parte posterior, a través de una cavidad circular de 6 mm de diámetro. De forma que, la cavidad se prolonga hasta hacer contacto con la placa, dejando el espacio suficiente para colocar el tornillo que mantiene unido el electroimán a la placa rectangular.

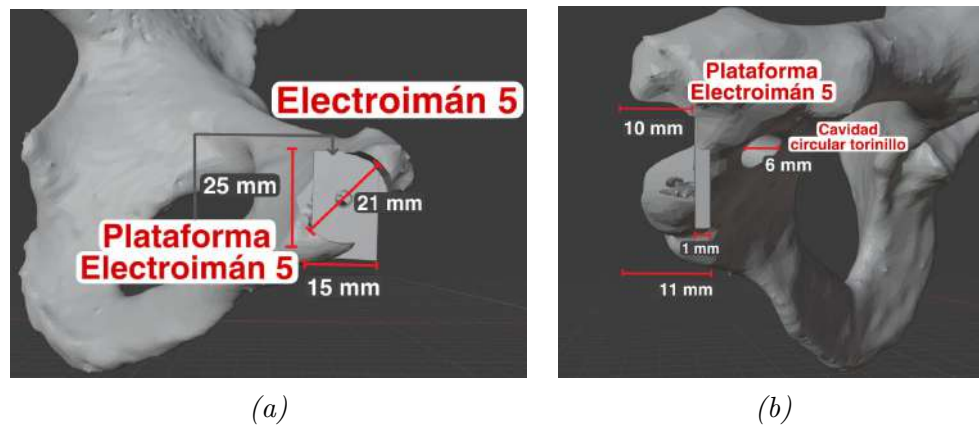


Figura 3.14: (a) Vista frontal de la rama púbica derecha. (b) Vista lateral de la rama púbica derecha.

Para completar la unión sacroilíaca y lograr la conexión con los electroimanes colocados en los coxales, deben ir enfrentados en el sacro unas placas metálicas circulares de 20 mm de diámetro y 0,6 mm de espesor como la que se muestra en la Figura 3.15. Se diseñan unas plataformas circulares de 21 mm de diámetro enfrentadas a los electroimanes, como se puede apreciar en la Figura 3.16. En estas plataformas circulares se adhieren, una vez impresas, las placas metálicas con adhesivo 3M de doble cara. Al conectar los electroimanes a la fuente de alimentación, el plano de absorción del electroimán quedará unido a la placa metálica, manteniendo unidas las piezas de la pelvis. Al cesar la corriente, desaparece el campo magnético creado y las piezas quedarán separadas.

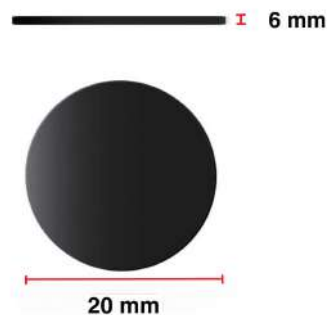


Figura 3.15: Placas metálicas circulares 20x0,6mm [50].

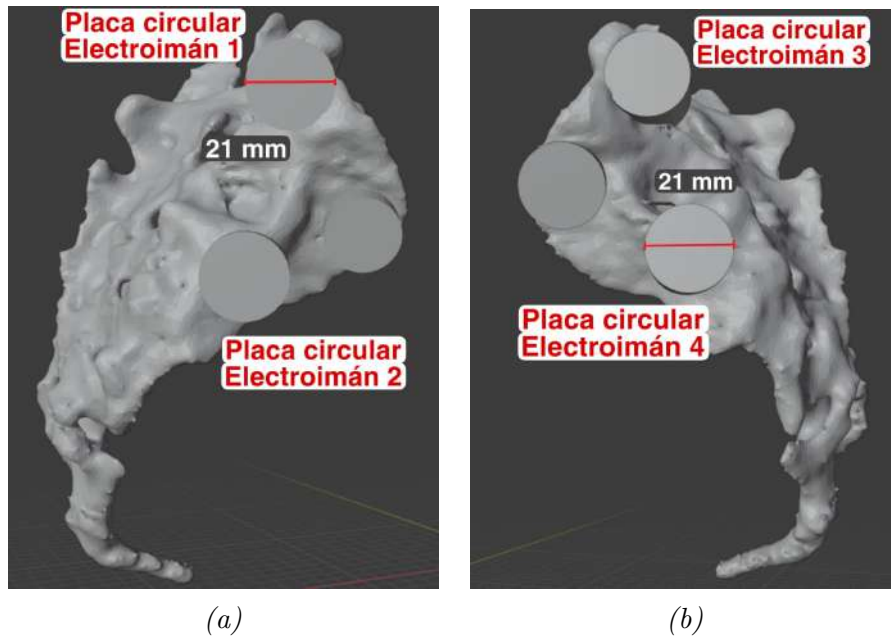


Figura 3.16: (a) Plataformas placas metálicas lado derecho. (b) Plataformas placas metálicas lado izquierdo.

En la sínfisis púbica, la plataforma para la placa metálica se coloca enfrentada al electroimán, en el hueso coxal derecho tal y como se muestra en la Figura 3.17. Las dimensiones de la placa son 21 mm de diámetro y 10 mm de altura.

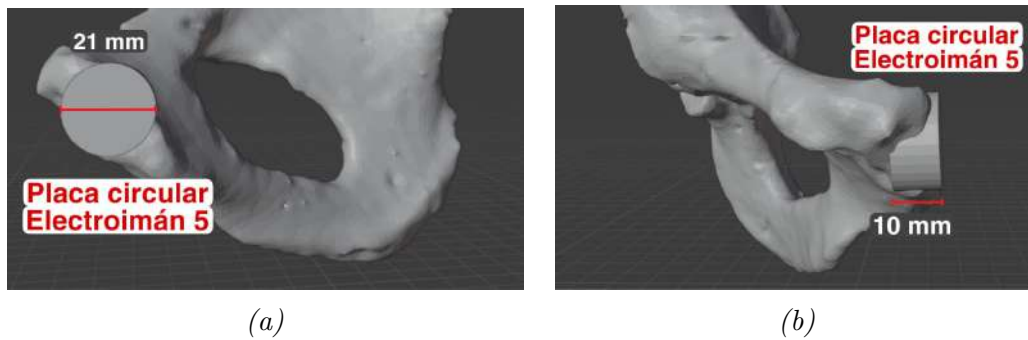


Figura 3.17: (a) Plataforma placa metálica vista frontal. (b) Plataforma placa metálica vista lateral.

3.1.2. Diseño para habilitar los sensores

Una vez generada la fractura con los actuadores, es necesario sensar la unión de las piezas para valorar lo que ocurre una vez que se comienza la maniobra de estabilización de la pelvis mediante la colocación de un cinturón pélvico. Como se introdujo en la Sección 2.1.2, los sensores utilizados son el sensor resistivo de presión y el sensor de efecto Hall.

En las uniones sacroilíacas, el sensor de presión resistivo se posiciona en el ilion de cada coxal tal y como se muestra en las Figuras 3.18 y 3.19. Los sensores se posicionan enfrentados a una plataforma circular diseñada del mismo diámetro que el área activa del sensor que se encuentra colocada en el sacro. La adición de una plataforma circular enfrentada al sensor era necesaria para aplicar presión uniforme sobre el área de sensado del FSR.

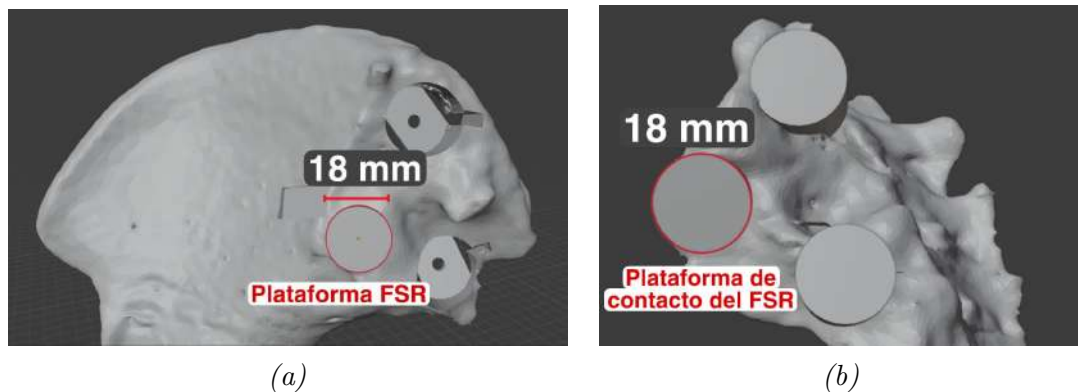


Figura 3.18: (a) FSR en ilion derecho. (b) Plataforma de contacto FSR derecho.

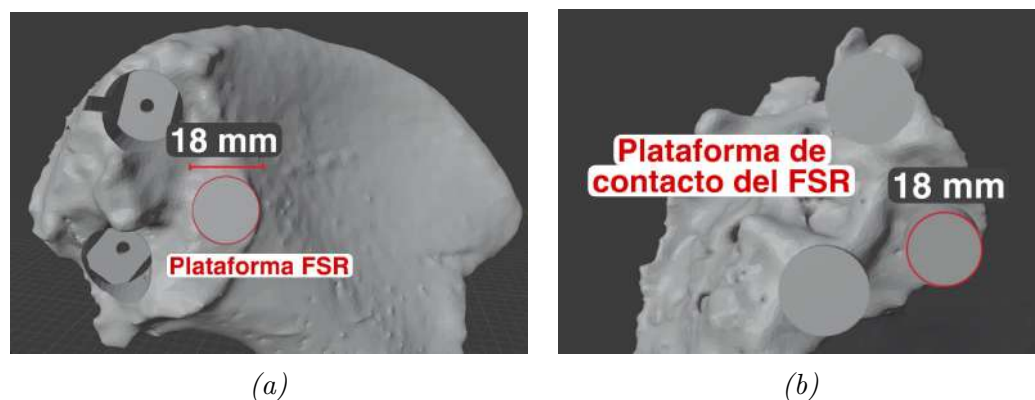


Figura 3.19: (a) FSR en ilion izquierdo. (b) Plataforma de contacto FSR izquierdo.

El sensor de efecto Hall se ha considerado colocarlo sobre una plataforma rectangular de 10 mm de largo y 5 mm de ancho en la zona anterosuperior del ilion, como muestra la Figura 3.20. Para generar el campo magnético necesario para el efecto Hall, se posicionan enfrentados en el sacro los imanes de neodimio N40 sobre una plataforma circular de 12 mm.

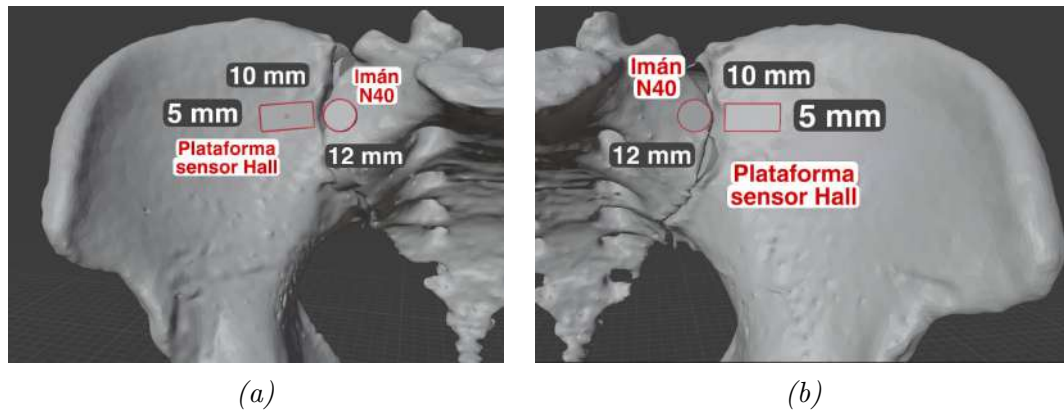


Figura 3.20: (a) Colocación sensor Hall e imán de neodimio N40 en la unión sacroilíaca derecha. (b) Colocación sensor Hall e imán de neodimio N40 en la unión sacroilíaca izquierda.

En la sínfisis del pubis, la plataforma rectangular para el sensor hall se coloca sobre el pubis derecho y en el lado opuesto, el imán de neodimio N40 como se indica en la Figura 3.21.

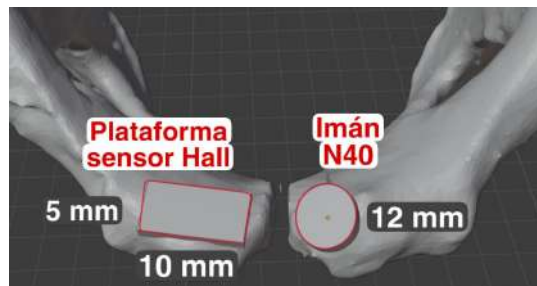


Figura 3.21: Colocación sensor Hall e imán de neodimio N40 en la sínfisis del pubis.

Así, el esquema de colocación de todo el sistema formado por los electroimanes y sensores es el mostrado en las Figuras 3.22 y 3.23.

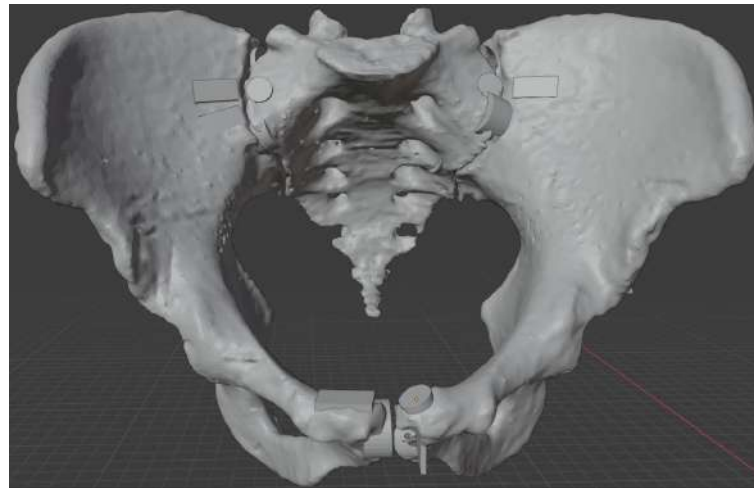
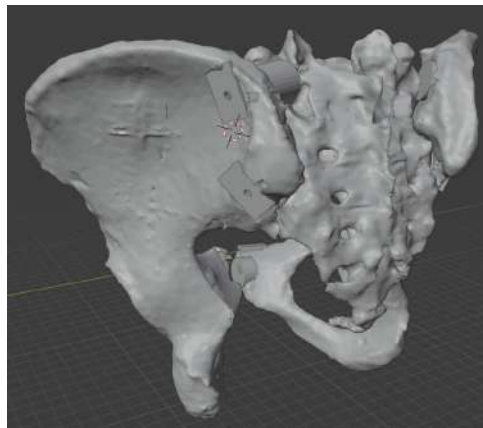
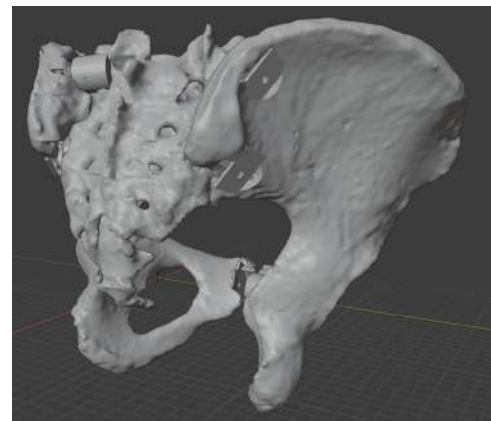


Figura 3.22: Colocación sistema de actuadores y sensores, vista frontal.



(a)



(b)

Figura 3.23: (a) Colocación sistema de actuadores y sensores, vista lateral izquierda. (b) Colocación sistema de actuadores y sensores, vista lateral derecha.

Capítulo 4

Diseño e implementación software

4.1. Programación de los componentes

En esta Sección se explica todo el código implementado para crear la aplicación final y enviar los datos a la plataforma de visualización. En primer lugar, se obtuvo los datos de cada sensor por separado. En segundo lugar, se persiguió obtener la información de todos los sensores al mismo tiempo para finalmente implementar todo el código en un único programa depurado.

- **Sensor Hall:** En el caso del sensor Hall analógico, se obtiene una señal de salida proporcional a la intensidad del campo magnético que está detectando. Se consulta el *datasheet* del modelo adquirido para visualizar la gráfica que relaciona el rango magnético y el voltaje a la salida del sensor. A partir de la gráfica que se muestra en la Figura 4.1, se crea la fórmula para calcular la densidad del flujo magnético detectado, en miliTeslas.

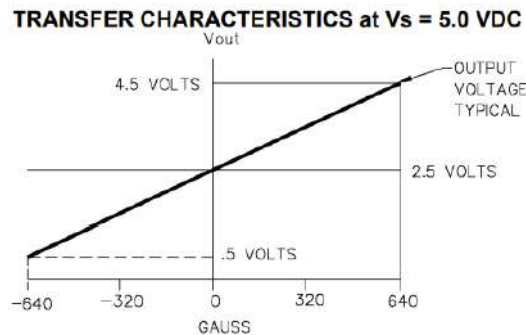


Figura 4.1: Función de transferencia del sensor Hall SS495A [37].

Así pues, la fórmula para obtener el flujo del campo magnético es la mostrada en la ecuación 4.1, siendo *voltaje* la variable donde se almacenan los valores de salida del sensor Hall; 2500 es la tensión de *Offset* en miliVoltios y 31,25 la

sensibilidad del sensor expresada en miliVoltios/miliTeslas.

$$B(mT) = \frac{voltaje - 2500}{31,25} \quad (4.1)$$

El código implentado para obtener la función de flujo magnético se detalla en el Anexo A.1.

- **Senosr FSR:** La resistencia de un FSR depende de la presión que se aplica al área de detección. A mayor presión aplicada, menor es el valor de la resistencia. El rango de valores de la resistencia es bastante amplio, desde 10 megaohmios cuando no se aplica presión, disminuyendo hasta 200 ohmios cuando se aplica presión máxima sobre el sensor. El sensor FSR puede detectar la fuerza en el rango de 100 gramos a 10 kilogramos.

Los gráficos que se observan en la Figura 4.2 muestran la curva de resistencia frente a la fuerza detectada para el sensor FSR 09375 consultada en el *datasheet* del sensor [42]. Se observa que la respuesta no es lineal y los datos se representan en escala logarítmica.

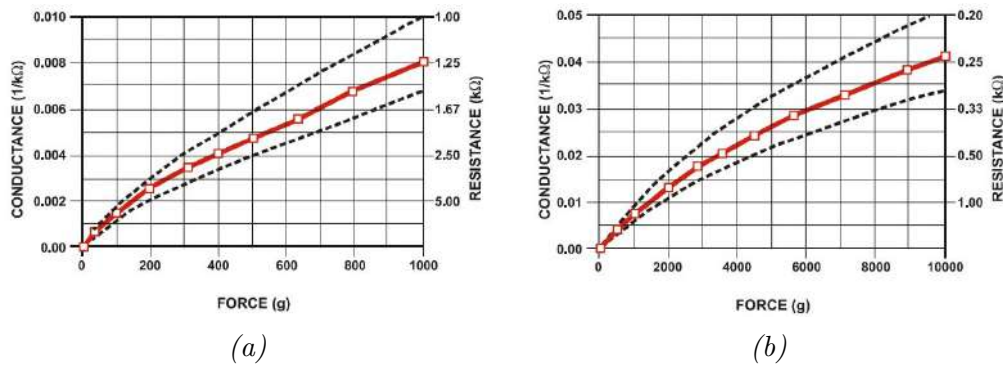


Figura 4.2: (a) Función de transferencia del sensor FSR para un rango de fuerza entre 0-1 kg [42]. (b) Función de transferencia del sensor FSR para un rango de fuerza entre 0-10 kg [42].

Por tanto, se debe encontrar la relación entre el valor de la resistencia y la fuerza aplicada sobre el sensor.

Se implementa un divisor de tensión con el FSR y una resistencia externa de medición. Analizando la curva de tensión de salida frente al valor de la fuerza para diferentes valores de resistencia, mostrada en la Figura 4.3, se escoge una resistencia de medición de 10 kilohmios para poder utilizar el sensor en todo su rango de fuerza, entre 100 gramos y 10 kilogramos.

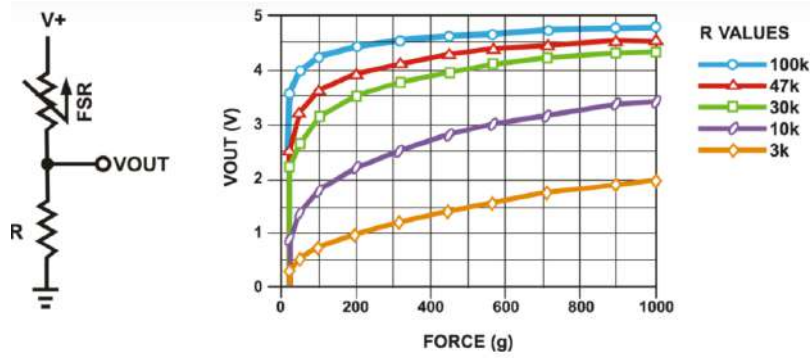


Figura 4.3: Circuito divisor de tensión y curvas Tensión de salida vs Fuerza para diferentes valores de resistencia [42].

En el circuito divisor de tensión configurado, que se observa en la Figura 4.3, la resistencia del sensor se denomina FSR y la resistencia de medición de 10 kilohmios se identifica como R . A partir del circuito, se desarrolla la fórmula teórica de un divisor de tensión, tal y como se aprecia en la ecuación 4.2.

$$V_{OUT} = \frac{R}{(R + FSR)} \cdot V_+ \quad (4.2)$$

V_{OUT} es la tensión de salida del sensor. A partir de la ecuación 4.2, se despeja la variable FSR .

Como se puede observar en las Figuras 4.2, la curva de comportamiento es diferente según el rango de presión. Por consiguiente, se relaciona la resistencia con la fuerza en dos intervalos diferentes:

- Si la resistencia es mayor de 10.000 ohmios, tramo comprendido entre 10.000 y 100.000 ohmios, la gráfica sigue una función exponencial, que obtenida por el método por pares de puntos, se obtiene la fórmula 4.3 que relaciona la resistencia medida con la fuerza aplicada.

$$fsrForce = 29,144 \cdot fsrResistance^{-0,7} \quad (4.3)$$

donde $fsrForce$ es la variable implementada en el código para almacenar los valores de fuerza obtenidos, en gramos.

- Si la resistencia es menor de 10.000 ohmios, tramo comprendido entre 100 y 10.000 ohmios, la gráfica presenta otro comportamiento exponencial descrito en la siguiente fórmula 4.4.

$$fsrForce = 20,000,000 \cdot fsrResistance^{-1,4} \quad (4.4)$$

El peso o fuerza aplicada sobre el sensor en Newtons se calcula multiplicando el valor de la fuerza obtenida, convertida a kilogramos, por el valor de la gravedad,

como se muestra en la ecuación 4.5.

$$f_{srForce} = \frac{f_{srForce}}{1000} \cdot 9,8 \quad (4.5)$$

El código de Arduino para el sensor FSR se adjunta en el Anexo A.2.

4.2. Componentes principales del sistema de comunicación.

4.2.1. Requisitos

- La comunicación y protocolo de envío de la información de salida del Arduino, debe permitir streaming para recoger los datos en tiempo real con la menor latencia posible. Adicionalmente, el protocolo de comunicación debe ser compatible con todas las herramientas utilizadas. Se pretende buscar un panel de control que admita el protocolo de comunicación establecido y se puedan visualizar los datos transferidos.
- El protocolo escogido debe tener bidireccionalidad con la placa Arduino, es decir, que permita enviar y recibir órdenes a los dispositivos conectados a la placa.
- Para evitar incompatibilidades entre plataformas, será necesario alguna herramienta que permita desplegar las aplicaciones de forma contextualizada. De esta forma, se evita instalar en local y permite tener un sistema lo más modular posible.
- Para la recogida de datos, se pretende utilizar una plataforma IoT (*Internet of Things*) que permita la visualización de los datos en tiempo real. Esta plataforma debe contar con una aplicación de escritorio o interfaz web final de usuario.
- Para tener un registro de los datos, se busca almacenarlos en una base de datos.

4.2.2. Soluciones estudiadas

En la actualidad hay numerosas plataformas que pueden satisfacer total o parcialmente los requisitos especificados en la Sección anterior. En el proceso previo de selección, se ha dado prioridad a las plataformas gratuitas y de código abierto.

A continuación, se analizan las posibilidades de cada punto de los requisitos mencionados.

1. **Términos de compatibilidad entre herramientas:** En este punto, se han estudiado dos opciones: *Docker* o *VirtualBox*. *Docker* es una herramienta que utiliza contenedores para facilitar la creación, implementación y ejecución de aplicaciones. Permite vincular la aplicación y todas sus dependencias dentro de un contenedor. La mayoría de los contenedores *Docker* están prediseñados y son de fácil acceso. Por lo tanto, el despliegue y configuración de un contenedor resulta una tarea sencilla. *VirtualBox* es otra herramienta que permite crear

máquinas virtuales con cualquier sistema operativo (sistema operativo invitado), aislándolo del sistema operativo del ordenador (sistema operativo anfitrión). Una Máquina Virtual es un entorno que funciona como un sistema informático virtual, que permite instalar aplicaciones en un entorno aislado. A diferencia de *Docker*, la creación de una Máquina Virtual requiere más tiempo, puesto que precisa de la instalación de un sistema operativo diferente. Las Máquinas Virtuales listas para usar son difíciles de encontrar y conllevan una configuración más costosa. Con lo expuesto anteriormente, se ha escogido *Docker* para el despliegue de las aplicaciones por términos de portabilidad y rendimiento.

2. **Protocolo de envío de datos:** En este apartado, se han escogido protocolos de comunicación disponibles para aplicaciones de IoT y asimismo compatibles con Arduino. Otros requisitos indispensables son que permitan varias comunicaciones simultáneas y una respuesta rápida. Los protocolos MQTT, HTTP y CoAP cumplen con los criterios de compatibilidad con Arduino y destinados a aplicaciones IoT. Se ha optado por emplear la comunicación MQTT puesto que está más optimizado que la comunicación HTTP y CoAP en cuanto a tiempos de respuesta y rendimiento. El protocolo MQTT destaca por ser ligero, sencillo de implementar y resulta apropiado para dispositivos de baja potencia, como los que se emplean en este Trabajo Fin de Grado. Esta optimizado para permitir la conexión de un gran número de clientes de forma simultánea y garantiza la bidireccionalidad, que son dos requisitos indispensables.
3. **Interfaz de usuario:** Una vez escogida la comunicación MQTT, la plataforma de visualización de los datos debe poder comunicarse con los dispositivos IoT. Y, por otro lado, permitir la conexión con una base de datos, con capacidad para almacenar la información de los sensores. Se ha utilizado la plataforma *ThingsBoard*, que es una plataforma IoT de código abierto que permite visualizar y analizar los datos de los dispositivos conectados a Arduino. Los datos enviados por MQTT se pueden interpretar utilizando multitud de *widgets*. Así mismo, permite realizar acciones como enviar mensajes al usuario o programar alarmas para mostrar notificaciones, garantizando de nuevo el requisito de la bidireccionalidad.
4. **Base de datos:** La plataforma de *ThingsBoard* cuenta con una base de datos interna. Pero resulta de difícil acceso y emplea un formato tabular con columnas predefinidas por la propia plataforma para guardar los datos. Para garantizar la coherencia y homogeneidad de los datos enviados, se opta por otra solución. La base de datos *MongoDB* se encuentra entre las bases de datos NoSQL más populares en la actualidad. *MongoDB* se instala de forma independiente para tener un respaldo de los datos y permitir a los usuarios acceder a ellos de forma sencilla, además de poder visualizarlos con *ThingsBoard*. Adicionalmente, es compatible con el protocolo de comunicación.

4.2.3. Arquitectura final del sistema

MQTT son las siglas en inglés *MQ Telemetry Transport*, aunque en primer lugar fue conocido como *Message Queing Telemetry Transport*. Es un protocolo de comunicación M2M (*machine-to-machine*) de tipo *message queue*.

MQTT es un servicio de mensajería push con patrón publicador/suscriptor, *pub-sub*. En este tipo de infraestructuras los clientes se conectan con un servidor central denominado *broker*. Los clientes inician una conexión TCP/IP con el *broker*, el cual mantiene un registro de los clientes conectados. Esta conexión se mantiene abierta hasta que el cliente la finaliza. Para filtrar los mensajes que son enviados a cada cliente, se disponen en *topics* organizados jerárquicamente. Un cliente puede publicar un mensaje en un determinado *topic*. Otros clientes pueden suscribirse a ese *topic* o tema, y el *broker* le hará llegar los mensajes suscritos.

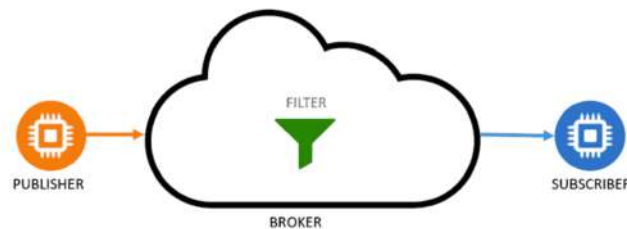


Figura 4.4: Protocolo MQTT.

Para conectar todo el hardware con el resto de servicios se utiliza la herramienta de **Node-RED**, como panel visual de control. Node-RED es un motor de flujos con enfoque IoT, que permite definir gráficamente flujos de servicios, a través de protocolos estándares como MQTT. La estructura mínima de Node-RED son nodos que se organizan en flujos o *flows*. Los flujos programados en Node-RED se almacenan internamente en formato JSON. Este formato es el que se emplea para intercambiar los datos entre las distintas plataformas utilizadas y consiste en una colección de pares nombre:valor, almacenados en objetos o arrays de objetos. Como se muestra en la Figura 4.5, el flujo de datos es bidireccional.

- El flujo de envío de datos, desde la placa de Arduino hasta su visualización en la plataforma de *ThingsBoard*, pasa internamente por el *broker* de Mosquitto, que es un *broker* de mensajes *Open Source* que implementa el protocolo MQTT. Node-RED se suscribe a los mensajes recibidos en el servidor MQTT y filtra la información por los diferentes *topics*. En cada *topic* se publican los datos correspondientes a cada sensor y a través de nodos mqtt de entrada, los datos de los sensores son recogidos en Node-RED. A continuación, Node-RED redirecciona los datos tanto a *MongoDB*, para tener un *backup* de los datos; como a *ThingsBoard*, con objetivo de visualizarlos.
- El flujo de recepción de datos comienza en el *broker* interno de *ThingsBoard*. Node-RED se suscribe a dicho *broker*, y envía las órdenes al *broker* de Mosquitto.

Una vez los mensajes llegan a este servidor, el cliente de Arduino se suscribe a los diferentes *topics* para recibir los mensajes.

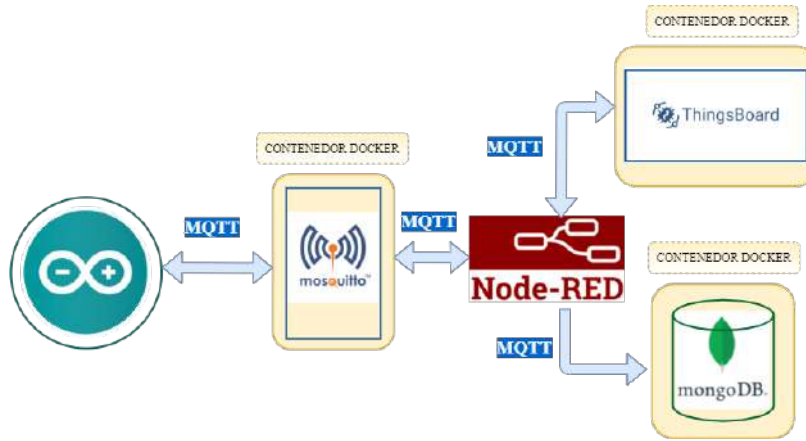


Figura 4.5: Arquitectura del sistema de comunicación.

Para recibir y enviar mensajes desde el servidor de Mosquitto, se ha instalado la paleta de nodos mqtt en Node-RED. En la Figura 4.6 se muestra el flujo de comunicación y la conexión entre los distintos nodos.

1. Los nodos *SensorFSR* y *SensorHALL* son nodos mqtt de entrada que reciben los datos filtrados de cada tipo de sensor. El nodo de entrada *Fracturas* se utiliza para enviar el estado de los relés que controlan el encendido y apagado de los electroimanes, y así poder reproducir los distintos tipos de fracturas.
2. El nodo *TB Device Receiver* se suscribe a los mensajes que llegan al servidor de Mosquitto y los envía al dispositivo de *ThingsBoard*.
3. Los mensajes hacia la placa de Arduino son direccionados por los nodos *TB Suscribir* y *Mosquitto Receiver*. El primero, es el que se suscribe al dispositivo de *ThingsBoard* para recibir las órdenes enviadas desde la plataforma. El segundo, publica esas órdenes enviadas desde *ThingsBoard* para que el cliente creado en Arduino pueda suscribirse y recibir los mensajes.
4. Por último, los nodos *MongoDb (FSR)* y *MongoDb (HALL)* filtran los mensajes JSON que contienen los datos de cada sensor y los almacena en la base de datos.

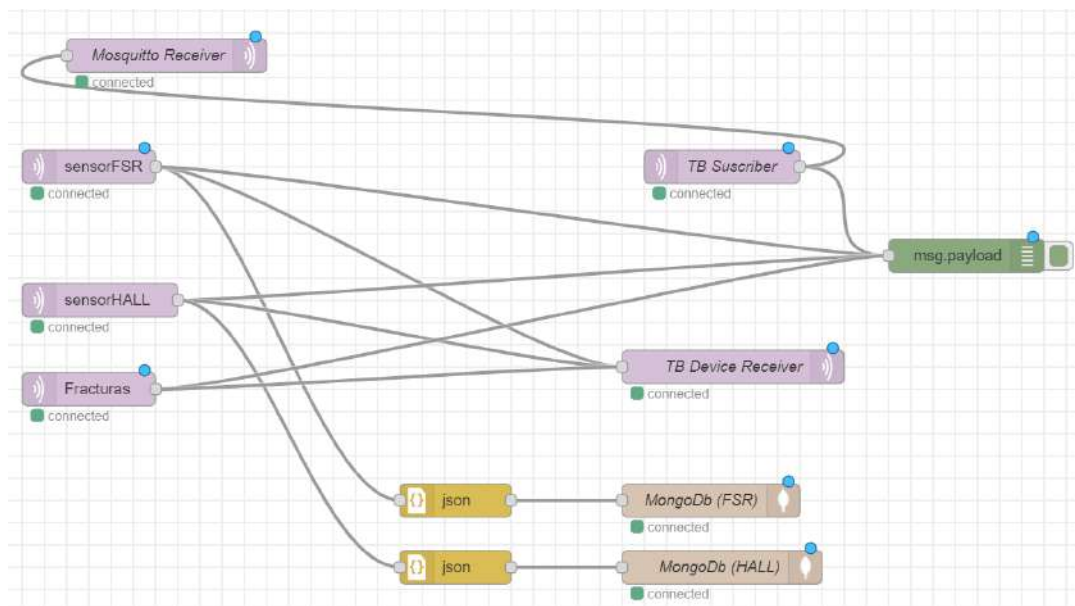


Figura 4.6: Diseño del flujo de nodos en NODE-RED.

Finalmente, se diseñan varios paneles con diferentes *widgets* para visualizar los datos de forma dinámica y en tiempo real, refrescados cada segundo, y que permiten enviar órdenes al microcontrolador. Para acercar el simulador a la realidad, se crean dos usuarios con diferentes permisos. El administrador, llamado *Entrenador* tiene acceso a los dos paneles. El usuario cliente, llamado *Estudiante* tiene acceso únicamente al panel 2.

- El panel 1, denominado *Instructor* permite generar las distintas fracturas a través de los botones habilitados para ello, visualizar los diferentes gráficos que muestran los valores de los sensores y recibir el aviso generado por el clínico cuando coloca el cinturón pélvico, como se describe en la Figura B.6 del Anexo B.
- El panel 2, nombrado *Entrenamiento*, presenta una *display* que cambia de estado cuando el entrenador simula una fractura. El estudiante en ese momento realizaría la maniobra de estabilización y una vez colocado el cinturón pélvico, accionaría sobre el botón de *cinturón colocado* que enciende el led y cambia el estado del *display Cinturón* a *colocado*. Estos avisos son recibidos también por el entrenador. Se añaden dos alarmas para indicar cuando se sobrepasa los valores umbrales de presión. En la Figura B.7 del Anexo B se muestra el panel anteriormente descrito.

Capítulo 5

Validación del sistema

Tras realizar el diseño de la interfaz visual y de las piezas de la pelvis, se procede a ejecutar las pruebas de simulación. El objetivo es que el clínico pueda interactuar con el sistema de sensores y actuadores sin necesidad de tener un conocimiento profundo sobre la electrónica. Mediante el accionamiento de los botones virtuales, el usuario podrá simular los diferentes tipos de fracturas inestables programadas.

5.1. Simulación de escenarios clínicos

Siguiendo la misma colocación de electroimanes explicada en el Capítulo 3, en la Figura 5.1 se indica donde están insertados los cinco electroimanes, así como los relés numerados con el mismo dígito del electroimán sobre el que actúa.

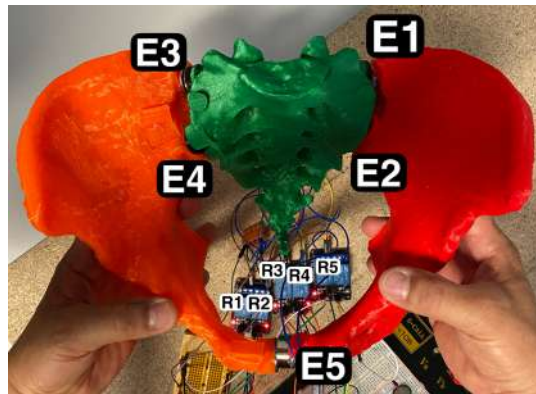


Figura 5.1: Conjunto formado por los huesos de la Pelvis 3D, electroimanes y relés.

En referencia al conjunto de sensores, se emplean dos sensores de tipo resistivo, indicados con las siglas FSR1 y FSR2 en la Figura 5.2; y tres sensores de efecto Hall referenciados como HALL1, HALL2 Y HALL3. Los sensores FSR1 y HALL1 irán colocados en la unión sacroilíaca izquierda. En la articulación sacroilíaca derecha se insertarían los sensores FSR2 Y HALL2, dejando el sensor HALL3 en la articulación de la sínfisis del pubis.

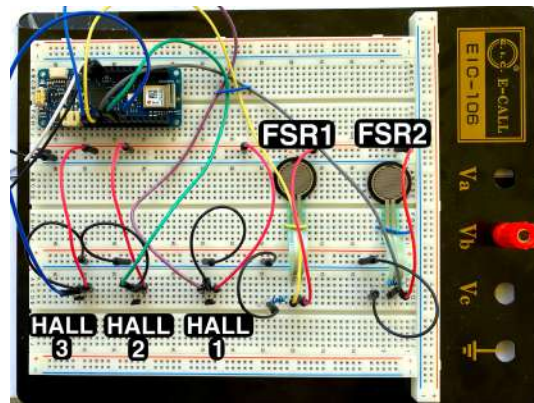


Figura 5.2: Sistema de sensores.

Así, con todo el sistema en funcionamiento, se procede a realizar las simulaciones de las fracturas parcialmente y totalmente inestables.

- **Simulación Fractura B1:** Como se introdujo en el Capítulo 3.1.1, en este tipo de fractura parcial se produce una separación unilateral de la articulación sacroilíaca y una diástasis púbica. En el sistema de actuadores establecido se traduce en cesar la alimentación a los electroimanes E3 y E5. Se ha escogido realizar la simulación en la articulación sacroilíaca derecha, pero podría ocurrir en el lado izquierdo. Esta acción se lleva a cabo cuando el usuario enciende el botón de *Fractura B1* del panel de *Thingsboard*, como se muestra en la Figura 5.3(a). En la Figura 5.3(b) se puede observar el resultado de la simulación de este tipo de fractura en el laboratorio.



(a) Panel de visualización.



(b) Fractura B1.

Figura 5.3: Simulación de la fractura B1 en el laboratorio.

- **Simulación Fractura B2:** Para simular este tipo de fractura, se apagan los relés 4 y 5 cuando el usuario acciona el botón *Fractura B2*, como se observa en la Figura 5.4(a). De esta forma se simula la fractura parcial de la hemipelvis derecha y la separación de la sínfisis del pubis, tal y como se muestra en la Figura 5.4(b).



Figura 5.4: Simulación de la fractura B2 en el laboratorio.

- **Simulación Fractura B3:** En las fracturas de este tipo la lesión es bilateral, por lo que se acciona sobre los relés 1 y 4 para generar la combinación de fracturas B1 y B2. Adicionalmente se detiene el relé 5 para separar la sínfisis púbica. El usuario genera la fractura pulsando el botón denominado *Fractura B3* representado en la Figura 5.5(a) y el resultado de dicha acción se muestra en la Figura 5.5(b).

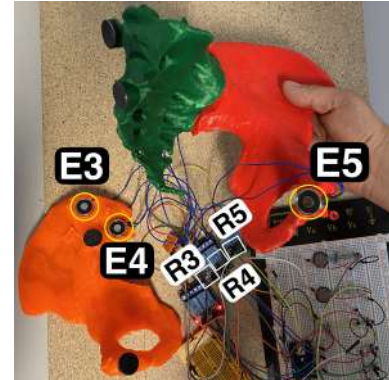


Figura 5.5: Simulación de la fractura B3 en el laboratorio.

- **Simulación Fractura C1:** A diferencia de las lesiones de tipo B, en las fracturas de tipo C la disrupción de la unión sacroilíaca es completa. Por consiguiente, se cesa la alimentación de los relés 3 y 4 para simular la fractura total en la hemipelvis derecha. El relé 5 también es apagado para generar la separación total de los coxales. La simulación de este tipo de fractura se genera cuando el usuario enciende el botón *Fractura C1* del panel de visualización mostrado en la Figura 5.6(a). En la Figura 5.6(b) se puede ver la simulación de este tipo de fractura.



(a) Panel de visualización.



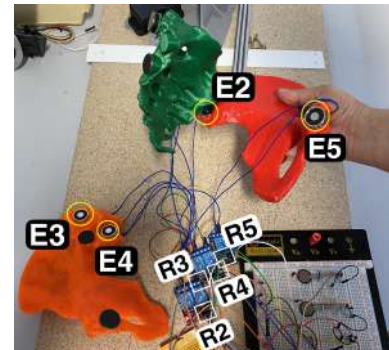
(b) Fractura C1.

Figura 5.6: Simulación de la fractura C1 en el laboratorio.

- **Simulación Fractura C2:** Aumentando el grado de inestabilidad, en las fracturas de tipo C2 se genera la fractura total en la hemipelvis derecha, accionando los relés 3 y 4; y la fractura parcial en el lado izquierdo, apagando el relé 2. Del mismo modo que en el caso anterior, se apaga el relé 5 para generar la fractura en su totalidad. Para cesar la corriente del conjunto de relés mencionado, el usuario debe encender el botón correspondiente, denominado *Fractura C2*, tal y como muestra la Figura 5.7(a). El resultado de la acción se muestra en la Figura 5.7(b).



(a) Panel de visualización.



(b) Fractura C2.

Figura 5.7: Simulación de la fractura C2 en el laboratorio.

- **Simulación Fractura C3:** El último grado de lesión simulado, es el tipo C3 donde ambas hemipelvis quedan fracturadas. Para generar la fractura se apagan todos los relés pulsando el botón *Fractura C3* del panel de visualización, tal y como se indica en la Figura 5.8(a). Se obtiene la separación completa de las 3 piezas que conforman la pelvis, como se muestra en la Figura 5.8(b).



Figura 5.8: Simulación de la fractura C3 en el laboratorio.

5.2. Datos generados en la simulación

Tras generar una fractura desde el panel *Instructor*, se procede a evaluar la información procedente de los sensores.

Se ejerce presión de forma progresiva sobre el área de detección de cada FSR para obtener un registro de validación de los valores esperados. En las Figuras 5.9 y 5.10, se puede ver que el rango de presiones varía desde la presión mínima, cercana a cero, hasta cuando se ejerce presión máxima, cercano al valor de 10.000 gramos. Al gráfico de presiones, se añade un valor umbral arbitrario para validar el sistema de alarma programado cuando se supera dicho valor límite.

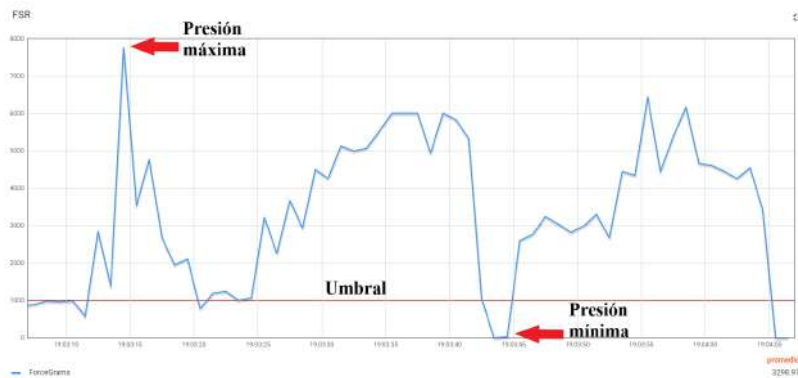


Figura 5.9: Gráfico de la presión registrada por el sensor FSR1.

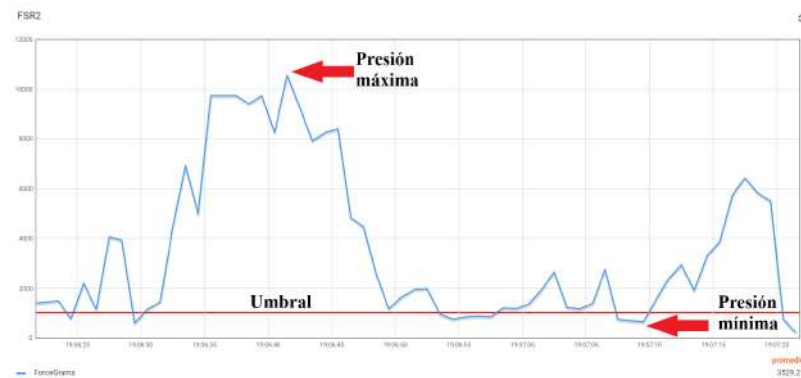


Figura 5.10: Gráfico de la presión registrada por el sensor FSR2.

En la Figura 5.11 se puede observar un ejemplo del mensaje que aparecería en el panel de visualización del usuario cuando se supera el valor umbral de presión.

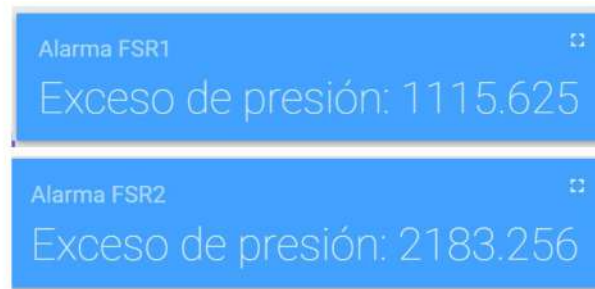
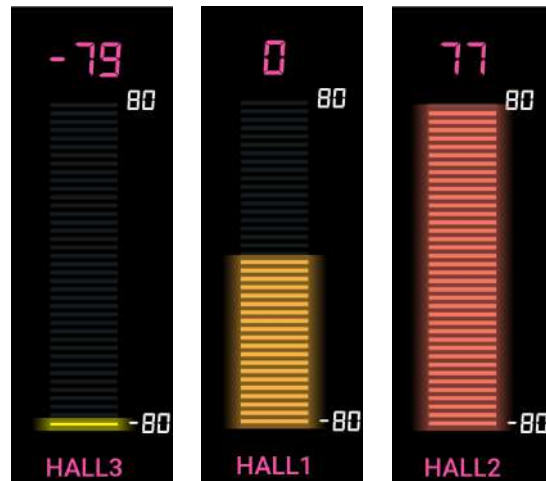


Figura 5.11: Alarmas de superación del valor límite de presión.

En cuanto a los sensores de efecto Hall, se espera un rango de valores del flujo magnético comprendido entre -80 y 80 miliTeslas, tal y como se puede apreciar en la Figura 5.12.



(a) Máximo va- (b) Valor en re- (c) Máximo va-
lor negativo. poso. lor positivo.

Figura 5.12: Valores del flujo magnético de los sensores Hall.

Los valores máximos se registran cuando la plataforma enfrentada al sensor Hall, que contiene el imán de Neodimio, está alineada y orientada con el cabezal del sensor. Estos valores deberían obtenerse si tras realizar la maniobra de estabilización, los huesos que conforman la pelvis quedan bien orientados. El valor nulo de flujo magnético se obtiene cuando no detecta campo magnético cercano, es decir, cuando la distancia a la plataforma es demasiado grande. Esto ocurriría cuando se produce la disrupción completa de las articulaciones pélvicas. Los valores intermedios obtenidos de las mediciones con los sensores Hall se interpretarían como posiciones relativas intermedias entre los coxales y el sacro; y entre las ramas púbicas derecha e izquierda. Tras colocar el cinturón estabilizador, estos valores podrían indicar que la orientación de las partes fracturadas no es la correcta, y por consiguiente, deberá repetir la maniobra de estabilización.

El diseño del sistema creado incluye el *backup* de los datos generados durante las simulaciones. La información dentro de la base de datos se organiza en registros y se proporcionan los mecanismos adecuados para poder acceder de forma ágil a la información almacenada. En la Figuras B.11 y B.12 y del Anexo B.2 se muestran las colecciones de los registros correspondientes a cada tipo de sensor.

Capítulo 6

Conclusiones y líneas futuras

En este Capítulo se pretende analizar los resultados de las validaciones realizadas con el diseño actual y proponer unas mejoras en las líneas futuras.

6.1. Conclusiones

Una vez analizados los valores experimentales, se puede concluir que se corresponden con los cálculos teóricos previos. Los sensores de presión son bastante sensibles permitiendo obtener una medición lo suficientemente fiable de la fuerza de contacto entre las piezas y por su tamaño y forma, son fáciles de implementar en el sistema. Por otra parte, los sensores de efecto Hall proporcionan un rango de valores amplio para determinar cuando las partes de la pelvis están unidas, así como las posiciones relativas intermedias hasta producirse la separación total. En la realidad, los huesos que conforman la pelvis están rodeados de tejidos y ligamentos que impedirían grandes desplazamientos. Es por ello, que los sensores Hall cumplen con la función esperada. En relación con los electroimanes escogidos para provocar la separación de los huesos pélvicos y generar las fracturas, tienen la fuerza suficiente para mantener unidas las piezas cuando son activados. Sin embargo, deben estar perfectamente alineados con la plataforma metálica enfrentada para conseguir la unión de las partes separadas.

6.2. Líneas futuras

Para continuar con la línea desarrollada en este Trabajo Fin de Grado sobre la implementación de un sistema de simulación para evaluar la maniobra de estabilización pélvica, se proponen una serie de trabajos futuros.

1. Integrar el sistema hardware en las piezas impresas en 3D y validar los resultados obtenidos de los registros con los sensores sobre la placa de pruebas.
2. Añadir un entorno alrededor de los huesos que simulen los músculos, ligamentos, tendones y tejidos de sostén. De esta forma, se limitaría los movimientos de la pelvis acercando el simulador más a la realidad. Se podrían utilizar materiales como espumas para simular los músculos, siliconas de platino para el tejido epitelial y muelles elásticos para representar el conjunto de tendones y ligamentos.

3. Para interpretar correctamente los valores registrados con los sensores, se debería calibrar la fuerza registrada al colocar el cinturón pélvico una vez encapsulado todo el sistema pélvico dentro de los materiales que simulan los tejidos circundantes.
4. Implementar la mecánica necesaria para rotar las piezas y poder simular los movimientos de rotación que se generan en la pelvis por las fuerzas productoras de la lesión. Cuando se produce una lesión en la vida real, las fuerzas productoras no se producen en una única dirección como se genera con los electroimanes. La combinación de los actuadores y las piezas rotativas permitirían generar las lesiones en más direcciones.
5. Simular otros tipos de fracturas, por ejemplo las Lesiones de tipo A e inclusive las que ocurren en el Sacro o en el Acetábulo. Más aún, se podría incluir la posibilidad de generar aquellas fracturas que se producen de forma unilateral, en cualquiera de las dos hemipelvis.
6. Con respecto a la parte Software, el entorno local de la aplicación podría sustituirse por un servidor central que evitase los problemas de conexión local. Otra posible mejora sería desplegar las aplicaciones en contenedores en la nube de Amazon (AWS), Azure o Google Cloud, disponiendo de capacidades de autoescalado y balanceamiento de la carga.

Referencias

- [1] M Chico-Fernández y col. “Epidemiology of severe trauma in Spain. Registry of trauma in the ICU (RETRAUCI). Pilot phase”. En: *Medicina Intensiva (English Edition)* 40.6 (2016), págs. 327-347.
- [2] Fernando Martínez y col. “Pelvic fracture in the patient with multiple injuries: factors and lesions associated with mortality.” En: *Emergencias: revista de la Sociedad Espanola de Medicina de Emergencias* 30.2 (2018), págs. 91-97.
- [3] Juan María Sánchez-Tocino y col. “Fracturas de pelvis graves, lesiones asociadas e inestabilidad hemodinámica: incidencia, manejo y pronóstico en nuestro medio”. En: *Cirugía Española* 81.6 (2007), págs. 316-323.
- [4] Sandra Montmany y col. “Source of bleeding in trauma patients with pelvic fracture and haemodynamic instability”. En: *Cirugía Española (English Edition)* 93.7 (2015), págs. 450-454.
- [5] Demetrios Demetriades y col. “Pelvic fractures: epidemiology and predictors of associated abdominal injuries and outcomes”. En: *Journal of the American College of Surgeons* 195.1 (2002), págs. 1-10.
- [6] Hyo-Min Kwon y col. “Abdominal solid organ injury in trauma patients with pelvic bone fractures”. En: *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg* 20.2 (2014), págs. 113-119.
- [7] Mark C Reilly, Daniel M Zinar y Joel M Matta. “Neurologic injuries in pelvic ring fractures”. En: *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 329 (1996), págs. 28-36.
- [8] EDMUND B Weis Jr. “Subtle neurological injuries in pelvic fractures.” En: *The Journal of trauma* 24.11 (1984), págs. 983-985.
- [9] Hagen Schmal y col. “Identification of risk factors for neurological deficits in patients with pelvic fractures”. En: *Orthopedics* 33.8 (2010).
- [10] Neil F Watnik, Michael Coburn y Michael Goldberger. “Urologic injuries in pelvic ring disruptions.” En: *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)* 329 (1996), págs. 37-45.
- [11] J Jeffrey Brown, Frederick L Greene y RD McMillin. “Vascular injuries associated with pelvic fractures.” En: *The American surgeon* 50.3 (1984), págs. 150-154.
- [12] Rodrigo Álvarez Cambras, A Ceballos Mesa y R Murgadas Rodríguez. “Tratado de cirugía ortopédica y traumatología”. En: *La Habana: Pueblo y Educación* 2 (1986).

- [13] Barry L Riemer y col. "Acute mortality associated with injuries to the pelvic ring: the role of early patient mobilization and external fixation." En: *The Journal of trauma* 35.5 (1993), págs. 671-5.
- [14] Michael A Miranda y col. "Pelvic ring injuries: a long term functional outcome study". En: *Clinical Orthopaedics and Related Research®* 329 (1996), págs. 152-159.
- [15] Marvin Tile. "Acute pelvic fractures: II. Principles of management". En: *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 4.3 (1996), págs. 152-161.
- [16] Marvin Tile. "Pelvic ring fractures: should they be fixed?" En: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 70.1 (1988), págs. 1-12.
- [17] Gary S Gruen y col. "The acute management of hemodynamically unstable multiple trauma patients with pelvic ring fractures." En: *The Journal of trauma* 36.5 (1994), págs. 706-11.
- [18] M Schünke, E Schulte y U Schumacher. "Prometheus: Texto y atlas de anatomía. Tercera Edición ed". En: *Madrid: Editorial Médica Panamericana* (2014), págs. 440-527.
- [19] *Articulaciones de la pelvis*. URL: <https://www.ortoweb.com/blogortopedia/osteopatia-de-pubis-o-pubalgia>.
- [20] Kapandji A.I. "La cintura pélvica y las articulaciones sacroilíacas". En: *Panamericana* 3.5 (2001), págs. 54-73.
- [21] *Ligamentos estabilizadores de la pelvis*. URL: <http://temadeporte.blogspot.com/2016/06/el-subsistema-muscular-longitudinal.html>.
- [22] Keith L Moore y Arthur F Dalley. *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana, 2009.
- [23] Theodore Manson y col. "Young-Burgess classification of pelvic ring fractures: does it predict mortality, transfusion requirements, and non-orthopaedic injuries?" En: *Journal of orthopaedic trauma* 24.10 (2010), págs. 603-609.
- [24] Pedro Gandolfo Veliz Ayta. "Tratamiento de Lesiones del Anillo Pélvico". En: *SOCIEDAD PERUANA DE ORTOPEDIA Y TRAUMATOLOGÍA (SPOT)* (2008), pág. 20.
- [25] Michael Bottlang y col. "Emergent management of pelvic ring fractures with use of circumferential compression". En: *JBJS* 84.suppl.2 (2002), S43-S47.
- [26] *Cinturón pélvico SAM Sling II*. URL: <https://sanax.es/inmovilizacion/591-inmovilizador-de-cadera-sam-pelvic-sling-ii.html>.
- [27] *Estabilizador pélvico T-POD*. URL: <https://www.emergalia.com/articulo.php?i=3033>.
- [28] Fryda Medina Rodríguez y Graciela Gallardo García. "Manejo de las lesiones inestables de la pelvis con fijadores externos para el control de daños". En: *Ortho-tips* 4.4 (2008), págs. 250-258.

- [29] *Electroimán de succión circular*. URL: https://solectroshop.com/es/electroimanes-solenoides-magneticos/4713-pequeno-accionador-de-empuje-solenoide-24vdc-recorrido-de-10mm.html?gclid=CjwKCAjwzMeFBhBwEiwAzwsS8zD1kHoDVpgLaJgWLdiyt7s60RJ-YmyMMTSJIIt2hQxgfVtiCx_d79yhoCzS4QAvD_BwE.
- [30] *Electroimán de superficie rectangular*. URL: <https://es.dictator.de/productos/bloqueo-de-puertas/electroimanes-rectangulares/>.
- [31] *Electroimán de accionamiento con pistón*. URL: <https://www.imamagnets.com/blog/aplicaciones-de-los-electroimanes-al-sector-industrial/>.
- [32] *Electroimán de succión circular 20x15mm*. URL: https://www.amazon.es/gp/product/B08FBCTF49/ref=ppx_yo_dt_b_asin_title_o01_s00?ie=UTF8&psc=1.
- [33] *Sensor óptico LDR*. URL: <https://www.tiendatec.es/arduino/sensores/878-sensor-fotoresistencia-ldr-gl-5528-8472496014380.html>.
- [34] *Sensor de distancia por ultrasonidos*. URL: https://www.tiendatec.es/arduino/modulos/392-modulo-hc-sr04-sensor-distancia-por-ultrasonidos-para-arduino-y-raspberry-pi-8403921180011.html?utm_source=doofinder&utm_medium=results.
- [35] *Sensor infrarrojo*. URL: <https://www.tiendatec.es/arduino/sensores/575-sensor-fc-51-detector-obstaculos-por-infrarrojos-para-arduino-8405751480002.html>.
- [36] *Interruptor magnético*. URL: <https://www.cetronic.es/sqlcommerce/disenos/plantilla1/seccion/producto/DetalleProducto.jsp?idIdioma=&idTienda=93&codProducto=502032005&cPath=704>.
- [37] *Sensor Hall SS495A Honeywell*. URL: <https://docs.rs-online.com/8d9b/0900766b8002e131.pdf>.
- [38] *Sensor Hall SS495A Honeywell*. URL: [https://es.rs-online.com/web/p/sensores-de-efecto-hall/2166231/?cm_mmc=ES-PLA-DS3A--google--PLA-ES-ES-Automatizaci%C3%B3n_y_Control_de-Procesos_Whoop--\(ES:Whoop!\)+Sensores+de+Efecto+Hall--2166231&matchtype=&aud=828197004210:pla-367444592044&gclid=Cj0KCQjwktKFBhCkARIsAJeDT0ghUW6AkOE16JU9Dh1B23whYrLXYcSlqp4aprVPqXpP2WIxAbi_7tIaAuNDEALw_wcB&gclidsrc=aw.ds](https://es.rs-online.com/web/p/sensores-de-efecto-hall/2166231/?cm_mmc=ES-PLA-DS3A--google--PLA-ES-ES-Automatizaci%C3%B3n_y_Control_de-Procesos_Whoop--(ES:Whoop!)+Sensores+de+Efecto+Hall--2166231&matchtype=&aud=828197004210:pla-367444592044&gclid=Cj0KCQjwktKFBhCkARIsAJeDT0ghUW6AkOE16JU9Dh1B23whYrLXYcSlqp4aprVPqXpP2WIxAbi_7tIaAuNDEALw_wcB&gclidsrc=aw.ds).
- [39] *Imán de Neodimio N40*. URL: <https://www.electronicaembajadores.com/es/Productos/Detalle/IM50N06/iman-y-electroimanes/iman-neodimio-convencionales/iman-de-neodimio-disco-o12-x-3-mm-n40>.
- [40] *Sensor de fuerza resistiva FSR 406*. URL: <https://www.cetronic.es/sqlcommerce/disenos/plantilla1/seccion/producto/DetalleProducto.jsp?idIdioma=&idTienda=93&codProducto=999334086&cPath=1343>.
- [41] *Sensor FSR SEN-09375 Sparkfun*. URL: <https://www.sparkfun.com/products/9375>.

- [42] *DataSheet del sensor FSR SEN-09375 Sparkfun*. URL: <https://cdn.sparkfun.com/assets/8/a/1/2/0/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>.
- [43] *Placa Arduino Due*. URL: <https://www.unibot.com.ar/productos/arduino-due-32bits/>.
- [44] *Módulo WiFi NodeMCU D1 mini*. URL: <https://www.az-delivery.de/es/products/d1-mini>.
- [45] *Placa Arduino MKR WiFi 1010*. URL: <https://store.arduino.cc/arduino-mkr-wifi-1010>.
- [46] *Módulo Relés con 2 canales Arduino*. URL: https://www.amazon.es/gp/product/B01H2D2RI0/ref=ppx_yo_dt_b_asin_title_o01_s00?ie=UTF8&psc=1.
- [47] *Impresora Original Prusa i3 MK3S+*. URL: <https://shop.prusa3d.com/es/impresoras-3d/181-impresora-3d-original-prusa-i3-mk3s.html#>.
- [48] *Fuente archivo STL*. URL: <https://cults3d.com/>.
- [49] MICHAEL Schünke y col. *Prometheus: texto y atlas de anatomía. tomo 1: Anatomía general y aparato locomotor*. 2007.
- [50] *Placas metálicas enfrentadas a los electroimanes*. URL: https://www.amazon.es/gp/product/B08212R63N/ref=ppx_yo_dt_b_asin_title_o06_s00?ie=UTF8&psc=1.

Apéndice A

Código Arduino

A.1. Código sensor Hall

```
1 const int pinHall = A0; // Pin salida analogica
2 float sensibilidad = 31.25; //Sensibilidad del sensor
3
4 void setup() {
5     pinMode (pinHall, INPUT);
6     analogReadResolution(12); // Fondo de escala de 12 bits=4095
7     Serial.begin (9600);
8 }
9
10 void loop() {
11
12     //Calcular el voltaje en mV que da la salida del sensor Hall
13     float voltaje=analogRead(pinHall) * 5000.0/4095;
14     Serial.print (" Voltaje de salida = ");
15     Serial.print(voltaje);
16     Serial.println("mV ");
17
18     //InterpolaciOn a densidad del campo magnetico (formula)
19     float magneticFlux = (voltaje - 2500)/ sensibilidad;
20     Serial.print("La densidad del flujo magnetico del campo es = ");
21     Serial.print(magneticFlux);
22     Serial.println(" mT");
23
24     delay (5000);
25 }
```

Listing A.1: Sensor Hall

A.2. Código sensor FSR

```

1 int fsrPin = 2;          // FSR y resistencia 10K conectada al pin A2
2 int fsrReading;         // lectura analogica del sensor
3 int fsrVoltage;         // lectura del voltaje
4 double fsrResistance;   // Resistencia FSR
5 double fsrForce;        // Fuerza medida
6
7 void setup(void) {
8     analogReadResolution(12); // Fondo de escala de 12 bits=4095
9     Serial.begin(9600);      // Comunicacion con el monitor serie
10 }
11
12 void loop(void) {
13     fsrReading = analogRead(fsrPin);
14     Serial.print("Analog reading = ");
15     Serial.println(fsrReading);
16
17     // La lectura analogica de la tension va de 0 a 4095 . Mapeo con
18     // el voltaje 0 a 3.3V (=3300mV)
19     fsrVoltage = map(fsrReading, 0, 4095, 0, 3300);
20     Serial.print("Voltage reading in mV = ");
21     Serial.println(fsrVoltage);
22
23     if (fsrVoltage == 0) {
24         Serial.println("No pressure");
25     } else {
26         fsrResistance = (10000 * (3300-fsrVoltage))/fsrVoltage; //
27         Serial.print("FSR resistance in Ohms = ");
28         Serial.println(fsrResistance);
29
30         if (fsrResistance > 10000){
31             fsrResistance=pow (fsrResistance,-0.7);
32             fsrForce = 29144*fsrResistance;
33             Serial.print("Force in gr: ");
34             Serial.println(fsrForce);
35             fsrForce /=1000; //Pasar a kg
36             fsrForce *=9.8; // F(N)= kg*9.8
37             Serial.print("Force in Newtons: ");
38             Serial.println(fsrForce);
39         }
40         else{
41             fsrResistance=pow (fsrResistance,-1.4);
42             fsrForce = 20000000*fsrResistance;
43             Serial.print("Force in gr: ");
44             Serial.println(fsrForce);
45             fsrForce /=1000; //Pasar a kg
46             fsrForce *=9.8; // F(N)= kg*9.8
47             Serial.print("Force in Newtons: ");
48             Serial.println(fsrForce);
49         }
50     }
51 }
52 Serial.println("_____");

```

```
53  delay(1000);  
54 }
```

Listing A.2: Sensor FSR

A.3. Código envío de datos

```

1  #include <WiFiNINA.h>
2  #include <PubSubClient.h>
3
4  WiFiClient wifi;
5  int status = WL_IDLE_STATUS;
6
7  const char WIFLSSID[] = "MiFibra-DD4A"; // SSID WiFi
8  const char WIFLPASS[] = "Vcy4wqfJ"; // Contraseña WiFi
9
10 IPAddress server(192, 168, 1, 118);
11 PubSubClient client(wifi);
12
13
14 #include <ArduinoJson.h>
15
16 //VARIABLES FSR
17 int fsrPin = 2;
18 int fsrPin2 = 3;
19
20 //VARIABLES HALL
21 const int pinHall = A0;
22 const int pinHall2 = A4;
23 const int pinHall3 = A5;
24
25 float sensibilidad = 31.25;
26
27 //VARIABLES RELES
28 const int rele1 = 2; // IN1 conectado a pin digital 2
29 const int rele2 = 3; // IN2 conectado a pin digital 3
30 const int rele3 = 4; // IN1 conectado a pin digital 4
31 const int rele4 = 5; // IN2 conectado a pin digital 5
32 const int rele5 = 6; // IN1 conectado a pin digital 6
33
34 bool fracturaB1Status = false;
35 bool fracturaB2Status = false;
36 bool fracturaB3Status = false;
37 bool fracturaC1Status = false;
38 bool fracturaC2Status = false;
39 bool fracturaC3Status = false;
40
41 bool cinturonStatus = false;
42
43
44 const int capacity = JSON_OBJECT_SIZE(40);
45 StaticJsonDocument<capacity> doc;
46 StaticJsonDocument<capacity> doc2;
47
48 void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length){
49   String msg;
50   String topicStr;
51   topicStr = String(topic);
52   Serial.print("Ha llegado un mensaje al topic: " + topicStr);
53

```



```

54     for (int i = 0; i < length; i++) {
55         msg += (char)payload[i];
56     }
57
58     DynamicJsonDocument doc(1024);
59     deserializeJson(doc, msg);
60     String val= doc["params"];
61     String rele = doc["method"];
62
63
64     if( topicStr.equals("v1/devices/fracturas/telemetry") && rele.
        equals("fracturaB1")){
65         if( val.equals("true")){
66             digitalWrite(rele1, LOW);
67             digitalWrite(rele2, LOW);
68             digitalWrite(rele3, HIGH);
69             digitalWrite(rele4, LOW);
70             digitalWrite(rele5, HIGH);
71             fracturaB1Status=true;
72             fracturaB2Status=false;
73             fracturaB3Status=false;
74             fracturaC1Status=false;
75             fracturaC2Status=false;
76             fracturaC3Status=false;
77             sendFracturasInfo();
78         }
79         if( val.equals("false")){
80             digitalWrite(rele1, LOW);
81             digitalWrite(rele2, LOW);
82             digitalWrite(rele3, LOW);
83             digitalWrite(rele4, LOW);
84             digitalWrite(rele5, LOW);
85             fracturaB1Status=false;
86             sendFracturasInfo();
87         }
88     }
89 }
90
91     if( topicStr.equals("v1/devices/fracturas/telemetry") && rele.
        equals("fracturaB2")){
92         if( val.equals("true")){
93             digitalWrite(rele1, LOW);
94             digitalWrite(rele2, LOW);
95             digitalWrite(rele3, LOW);
96             digitalWrite(rele4, HIGH);
97             digitalWrite(rele5, HIGH);
98             fracturaB1Status=false;
99             fracturaB2Status=true;
100             fracturaB3Status=false;
101             fracturaC1Status=false;
102             fracturaC2Status=false;
103             fracturaC3Status=false;
104             sendFracturasInfo();
105         }
106         if( val.equals("false")){

```

```
107     digitalWrite(rele1, LOW);
108     digitalWrite(rele2, LOW);
109     digitalWrite(rele3, LOW);
110     digitalWrite(rele4, LOW);
111     digitalWrite(rele5, LOW);
112     fracturaB2Status=false;
113     sendFracturasInfo();
114 }
115
116 }
117
118 if( topicStr.equals("v1/devices/fracturas/telemetry") && rele.
equals("fracturaB3")){
119     if(val.equals("true")){
120         digitalWrite(rele1, HIGH);
121         digitalWrite(rele2, LOW);
122         digitalWrite(rele3, LOW);
123         digitalWrite(rele4, HIGH);
124         digitalWrite(rele5, HIGH);
125         fracturaB1Status=false;
126         fracturaB2Status=false;
127         fracturaB3Status=true;
128         fracturaC1Status=false;
129         fracturaC2Status=false;
130         fracturaC3Status=false;
131         sendFracturasInfo();
132     }
133     if(val.equals("false")){
134         digitalWrite(rele1, LOW);
135         digitalWrite(rele2, LOW);
136         digitalWrite(rele3, LOW);
137         digitalWrite(rele4, LOW);
138         digitalWrite(rele5, LOW);
139         fracturaB3Status=false;
140         sendFracturasInfo();
141     }
142
143 }
144
145 if( topicStr.equals("v1/devices/fracturas/telemetry") && rele
.equals("fracturaC1")){
146     if(val.equals("true")){
147         digitalWrite(rele1, LOW);
148         digitalWrite(rele2, LOW);
149         digitalWrite(rele3, HIGH);
150         digitalWrite(rele4, HIGH);
151         digitalWrite(rele5, HIGH);
152         fracturaB1Status=false;
153         fracturaB2Status=false;
154         fracturaB3Status=false;
155         fracturaC1Status=true;
156         fracturaC2Status=false;
157         fracturaC3Status=false;
158         sendFracturasInfo();
159     }
```

```
160     if (val.equals("false")){
161         digitalWrite(rele1, LOW);
162         digitalWrite(rele2, LOW);
163         digitalWrite(rele3, LOW);
164         digitalWrite(rele4, LOW);
165         digitalWrite(rele5, LOW);
166         fracturaC1Status=false;
167         sendFracturasInfo();
168     }
169
170 }
171
172 if( topicStr.equals("v1/devices/fracturas/telemetry") && rele.
equals("fracturaC2")){
173     if (val.equals("true")){
174         digitalWrite(rele1, LOW);
175         digitalWrite(rele2, HIGH);
176         digitalWrite(rele3, HIGH);
177         digitalWrite(rele4, HIGH);
178         digitalWrite(rele5, HIGH);
179         fracturaB1Status=false;
180         fracturaB2Status=false;
181         fracturaB3Status=false;
182         fracturaC1Status=false;
183         fracturaC2Status=true;
184         fracturaC3Status=false;
185         sendFracturasInfo();
186     }
187     if (val.equals("false")){
188         digitalWrite(rele1, LOW);
189         digitalWrite(rele2, LOW);
190         digitalWrite(rele3, LOW);
191         digitalWrite(rele4, LOW);
192         digitalWrite(rele5, LOW);
193         fracturaC2Status=false;
194         sendFracturasInfo();
195     }
196
197 }
198
199 if( topicStr.equals("v1/devices/fracturas/telemetry") && rele
.equals("fracturaC3")){
200     if (val.equals("true")){
201         digitalWrite(rele1, HIGH);
202         digitalWrite(rele2, HIGH);
203         digitalWrite(rele3, HIGH);
204         digitalWrite(rele4, HIGH);
205         digitalWrite(rele5, HIGH);
206         fracturaB1Status=false;
207         fracturaB2Status=false;
208         fracturaB3Status=false;
209         fracturaC1Status=false;
210         fracturaC2Status=false;
211         fracturaC3Status=true;
212         sendFracturasInfo();
```

```

213     }
214     if(val.equals("false")){
215         digitalWrite(rele1, LOW);
216         digitalWrite(rele2, LOW);
217         digitalWrite(rele3, LOW);
218         digitalWrite(rele4, LOW);
219         digitalWrite(rele5, LOW);
220         fracturaC3Status=false;
221         sendFracturasInfo();
222     }
223
224 }
225
226 if( topicStr.equals("v1/devices/fracturas/telemetry") && rele.
equals("cinturon")){
227     if(val.equals("true")){
228         cinturonStatus = true;
229         sendFracturasInfo();
230     }
231     if(val.equals("false")){
232         cinturonStatus = false;
233         sendFracturasInfo();
234     }
235 }
236
237
238 }
239
240 void setup() {
241     while (!Serial){
242         ;
243     }
244     Serial.begin(115200);
245     pinMode (pinHall, INPUT);
246     analogReadResolution(12);
247
248     pinMode(rele1,OUTPUT);
249     pinMode(rele2,OUTPUT);
250     pinMode(rele3,OUTPUT);
251     pinMode(rele4,OUTPUT);
252     pinMode(rele5,OUTPUT);
253
254     Serial.println("OK");
255     Serial.print("Conectando...");
256     while (status != WL_CONNECTED) {
257         status = WiFi.begin(WIFI_SSID, WIFI_PASS);
258         Serial.print(".");
259         delay(1000);
260     }
261     Serial.println("Conectado a WiFi!\n");
262
263     client.setServer(server, 1883);
264     client.setCallback(callback);
265
266

```

```
267   if ( client .connect(" arduinopub")) {
268       Serial.println(" mqtt connected");
269       client .subscribe(" v1/devices/fracturas/telemetry");
270   } else {
271       Serial.println(" mqtt not connected");
272       Serial.print(" failed , rc=");
273       Serial.println( client .state());
274   }
275
276   sendFracturasInfo();
277 }
278
279 void loop() {
280     client .loop();
281     sendDataTopic();
282     delay(1000);
283 }
284
285 void sendDataTopic(){
286     Serial.println(" Enviando Datos");
287
288     int fsrReading = analogRead(fsrPin);
289     getFinalFSR(fsrReading , "FSR1");
290
291     int fsrReading2 = analogRead(fsrPin2);
292     getFinalFSR(fsrReading2 , "FSR2");
293
294     int fluxRead = analogRead(pinHall);
295     getFlux(fluxRead , "Hall1");
296
297     int fluxRead2 = analogRead(pinHall2);
298     getFlux(fluxRead2 , "Hall2");
299
300     int fluxRead3 = analogRead(pinHall3);
301     getFlux(fluxRead3 , "Hall3");
302
303     char buffer[1000];
304
305
306     serializeJson(doc , buffer);
307
308     // Enviando mensaje
309     client.publish( "sensorFSR",  buffer);
310     Serial.println( buffer );
311
312     serializeJson(doc2, buffer);
313     client.publish( "sensorHALL",  buffer);
314     Serial.println( buffer );
315 }
316
317 void sendFracturasInfo(){
318     StaticJsonDocument<capacity> docFracturas;
319     docFracturas["fracturaB1"] = fracturaB1Status;
320     docFracturas["fracturaB2"] = fracturaB2Status;
321     docFracturas["fracturaB3"] = fracturaB3Status;
```

```

322 docFracturas["fracturaC1"] = fracturaC1Status;
323 docFracturas["fracturaC2"] = fracturaC2Status;
324 docFracturas["fracturaC3"] = fracturaC3Status;
325
326 if(fracturaB1Status || fracturaB2Status || fracturaB3Status ||
    fracturaC1Status || fracturaC2Status || fracturaC3Status){
327     docFracturas["algunaFractura"] = true;
328 } else {
329     docFracturas["algunaFractura"] = false;
330 }
331
332 docFracturas["cinturon"] = cinturonStatus;
333
334 char buffer[256];
335 serializeJson(docFracturas, buffer);
336 client.publish("Fracturas", buffer);
337 }
338
339 void getFinalFSR(int fsrReading, String nombre){
340     double fsrForce_g;
341     double fsrForce_n;
342     double fsrForce;
343     double fsrResistance;
344
345     int fsrVoltage = map(fsrReading, 0, 4095, 0, 3300);
346
347     if (fsrVoltage == 0) {
348         Serial.println("No pressure");
349         fsrForce_g = 0;
350         fsrForce_n = 0;
351     } else {
352         fsrResistance = (10000 * (3300-fsrVoltage))/fsrVoltage; //
353
354
355         if (fsrResistance > 10000){
356             fsrResistance=pow (fsrResistance,-0.7);
357             fsrForce_g = 29144*fsrResistance;
358
359             fsrForce = fsrForce_g / 1000;
360             fsrForce_n = fsrForce * 9.8;
361
362         }
363         else{
364             fsrResistance=pow (fsrResistance,-1.4);
365             fsrForce_g = 20000000*fsrResistance;
366
367             fsrForce = fsrForce_g / 1000;
368             fsrForce_n = fsrForce * 9.8;
369         }
370     }
371
372     doc["ForceNewtons-" + nombre] = fsrForce_n;
373     doc["ForceGrams-" + nombre] = fsrForce_g;
374 }
375

```

```
376 void getFlux (int fluxRead, String nombre){  
377  
378     float voltaje= fluxRead * 5000.0/4095;  
379     float magneticFlux = (voltaje - 2500)/ sensibilidad;  
380     doc2["MagneticFlux-" + nombre] = magneticFlux;  
381     doc2["Voltage-" + nombre] = voltaje;  
382 }
```

Listing A.3: Arduino MQTT

Apéndice B

Manual de usuario

El presente manual describe con detalle como acceder a la plataforma de visualización de Thingsboard y a la base de datos MongoDB. El objetivo es garantizar que el usuario se familiarice con el sistema de visualización para centrarse en la interacción con el simulador diseñado.

B.1. Thingsboard

B.1.1. Requerimientos

En primer lugar, el usuario debe tener acceso a la red y tener el servidor de ThingsBoard en funcionamiento. La interfaz de usuario de ThingsBoard está disponible usando la URL: `http://localhost:9090`. La primera pantalla que aparece al introducir esta dirección, es la de acceso o *login* a la plataforma, como se observa en la Figura B.1.

B.1.2. Ingreso a la plataforma de Thingsboard

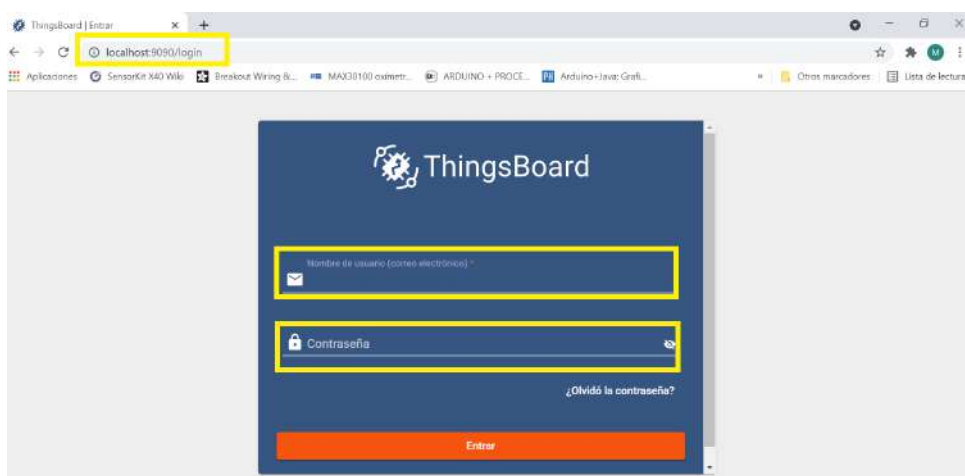


Figura B.1: Pantalla de acceso a Thingsboard.

Dependiendo de si el usuario que ingresa es *Entrenador* o *Estudiante*, se establecen dos credenciales de acceso con diferentes permisos.

Para acceder como Administrador del sistema, también llamado *Entrenador*, el usuario y contraseña que debe introducir son las indicadas en la Figura B.2.

- **Usuario:** entrenador@entrenador.org
- **Contraseña:** entrenador

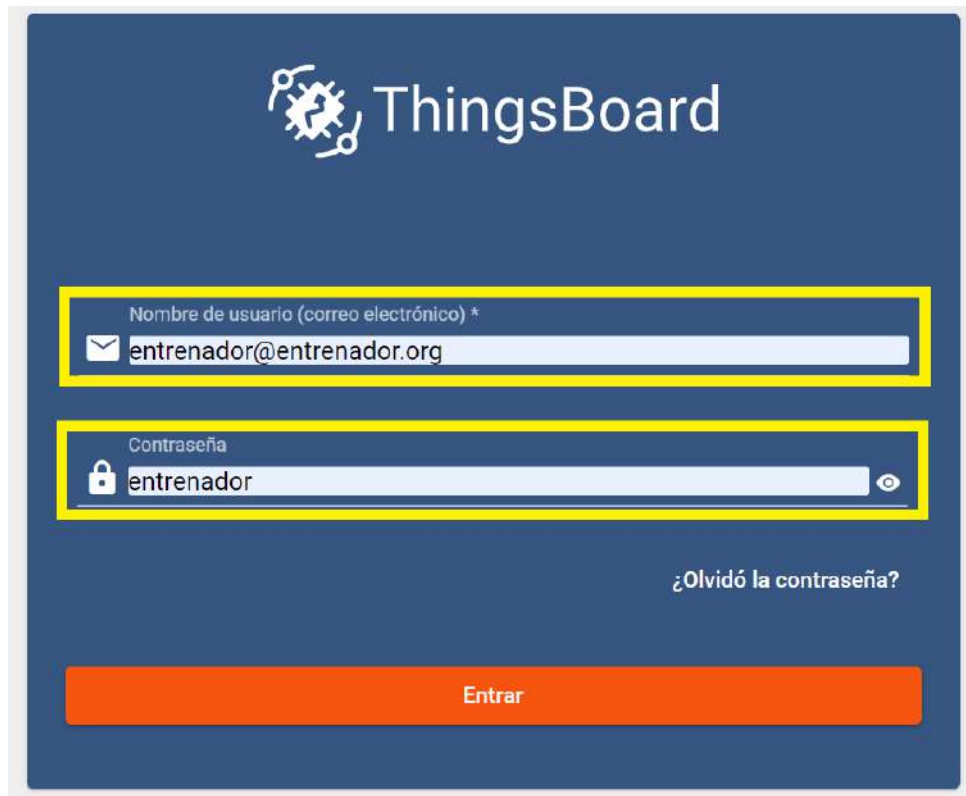
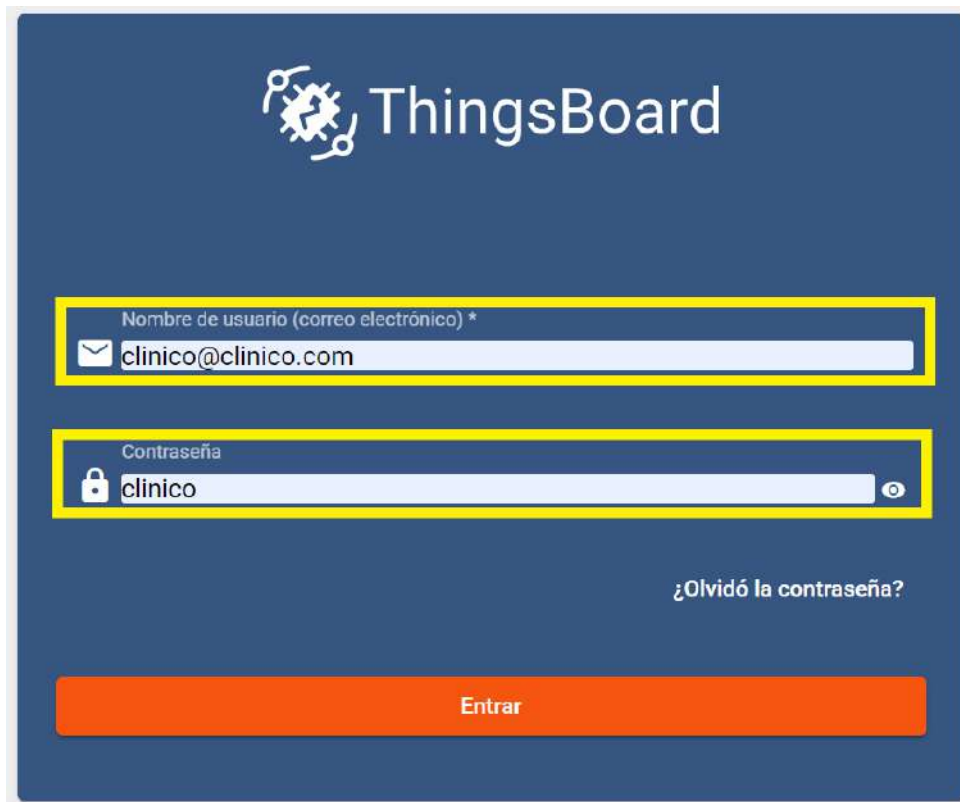
The image shows the ThingsBoard login interface. At the top, there is a logo consisting of a gear with a person inside, followed by the text 'ThingsBoard'. Below the logo, there are two input fields. The first field is labeled 'Nombre de usuario (correo electrónico) *' and contains the text 'entrenador@entrenador.org'. The second field is labeled 'Contraseña' and contains the text 'entrenador'. To the right of the password field, there is an eye icon. Below the password field, there is a link that says '¿Olvidó la contraseña?'. At the bottom, there is a large orange button labeled 'Entrar'.

Figura B.2: Credenciales de acceso para el usuario *Entrenador*.

Si por lo contrario, el usuario accede como *Estudiante*, las credenciales son diferentes, como se muestra en la Figura B.3.

- **Usuario:** clinico@clinico.com
- **Contraseña:** clinico



ThingsBoard

Nombre de usuario (correo electrónico) *

clinico@clinico.com

Contraseña

clinico

¿Olvidó la contraseña?

Entrar

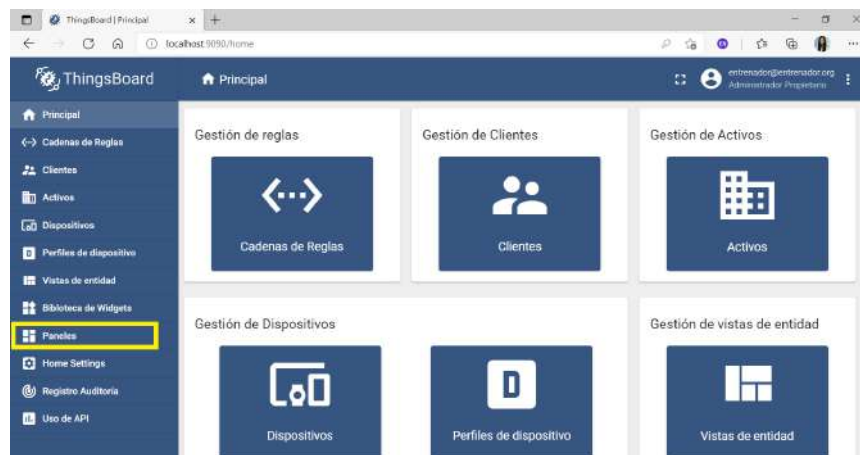
Figura B.3: Credenciales de acceso para el usuario *Estudiante*.

Una vez se ingresa con éxito a la plataforma de Thingsboard, se puede visualizar la pantalla *Principal*. A partir de aquí, se indican los pasos que debe seguir cada usuario para visualizar la información del simulador.

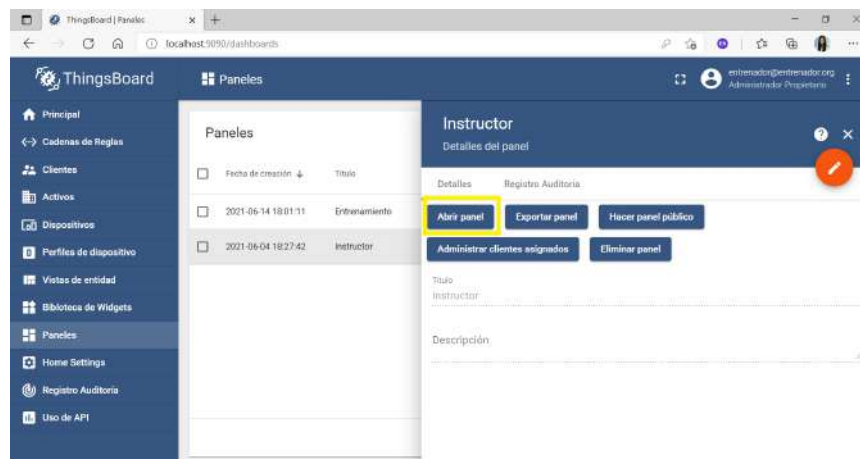
B.1.3. Entrenador

El usuario *Entrenador*, es el Administrador del sistema, y por consiguiente, tiene permisos de creación de clientes, paneles y otros dispositivos. La información procedente de Arduino es recepcionada en el dispositivo *Arduino* y se puede visualizar por medio de diferentes *widgets* en los paneles.

Para abrir los paneles desde la pantalla Principal, se debe pulsar en la pestaña *Paneles* situada en el lateral izquierdo de la pantalla, como se muestra en la Figura B.4(a). En la pantalla *Paneles* se listan los paneles accesibles por el usuario *Entrenador* y para abrirlos, se pulsa sobre cada panel. Se abrirán los detalles del panel, con la opción *Abrir panel*, tal y como se muestra en la Figura B.4(b). El *Entrenador* tiene acceso a los dos paneles configurados.



(a) Pantalla principal para el Entrenador.

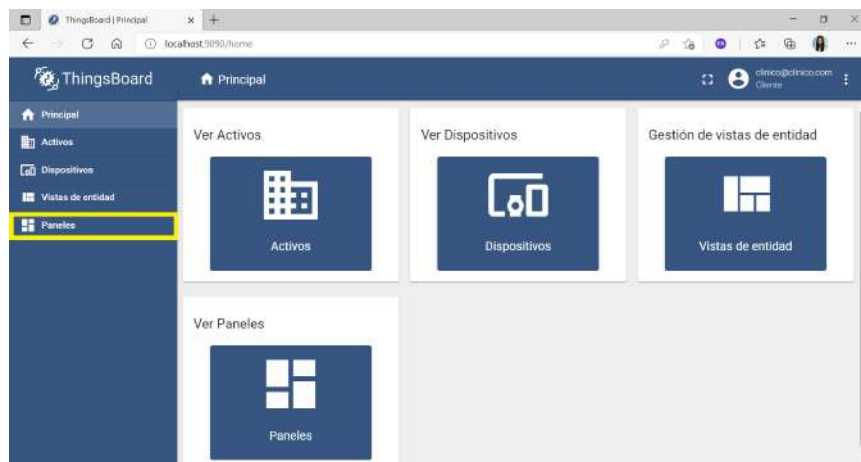


(b) Acceso a los paneles.

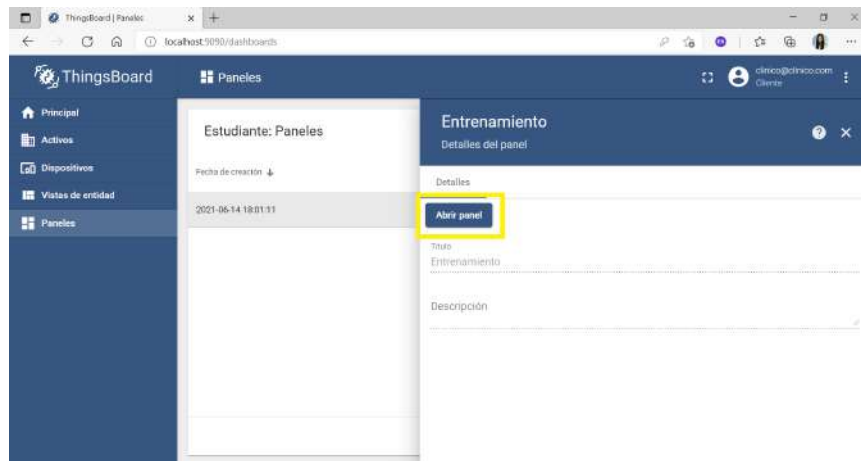
Figura B.4: Pantalla de acceso a los paneles para el usuario *Entrenador*

B.1.4. Estudiante

El *Estudiante*, del mismo modo que el *Entrenador*, accede a la pestaña de *Paneles* desde la pantalla Principal. Una vez en la pantalla de *Paneles*, se lista el panel al que tiene acceso. Para acceder, solo tiene que pulsar en dicho panel y en los detalles del Panel seleccionar la opción de *Abrir panel*, como se muestra en las Figuras B.5.



(a) Pantalla principal para el Estudiante.



(b) Acceso al panel.

Figura B.5: Pantalla de acceso al panel para el usuario *Estudiante*.

B.1.5. Interacción entre paneles

Los dos paneles creados para la recepción de los datos del sistema de sensores y actuadores, permite a su vez mandar órdenes a la placa de Arduino y todavía más, interaccionar entre los dos paneles. Por un lado, el panel *Instructor* solo es accesible por el *Entrenador*. Al pulsar la opción de *Abrir Panel*, se mostrará una pantalla como la que se observa en la Figura B.6.



Figura B.6: Panel de visualización 1. En verde, los botones para generar las fracturas; en azul, los gráficos de visualización para los sensores FSR; en amarillo, los medidores del flujo magnético de los sensores Hall; y en rojo los indicadores de cinturón colocado.

Por otro lado, el panel *Entrenamiento* puede ser visualizado por los dos usuarios. La pantalla que aparece al abrir el panel de *Entrenamiento* se puede observar en la Figura B.7.

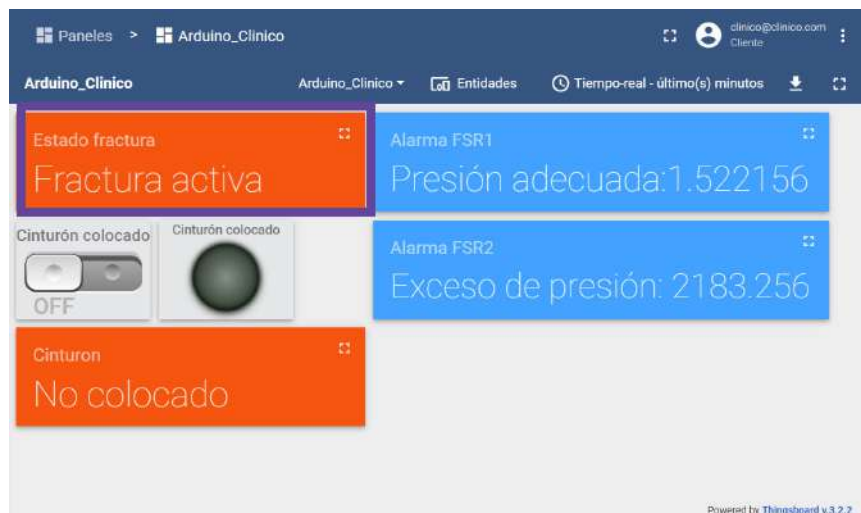


Figura B.7: Panel de visualización 2. En verde, el display indicador del estado de la fractura; en rojo el botón para indicar la colocación del estabilizador así como el display y led indicador; y en morado las alarmas que notifican el exceso de presión aplicado.

Tras generar una fractura desde el panel *Instructor*, el display del panel *Entrenamiento* cambia su estado a *Fractura activa*, como se muestra en las Figuras B.8.



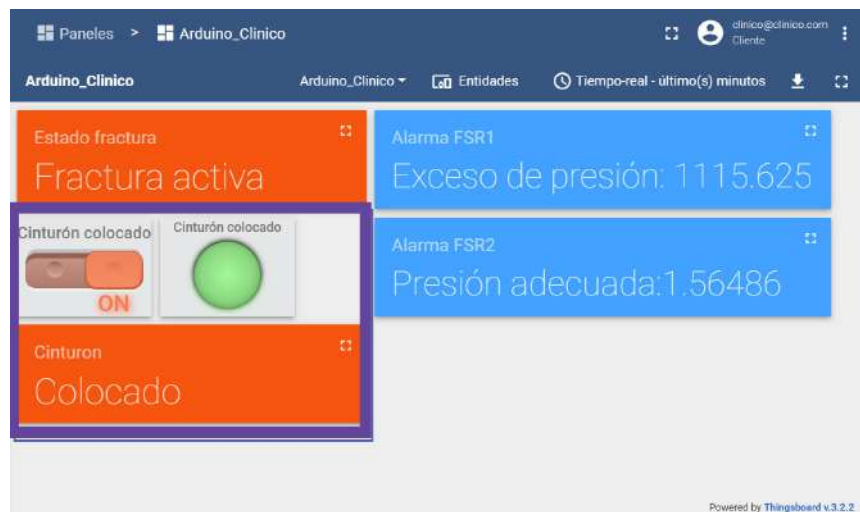
(a) Panel del entrenador.



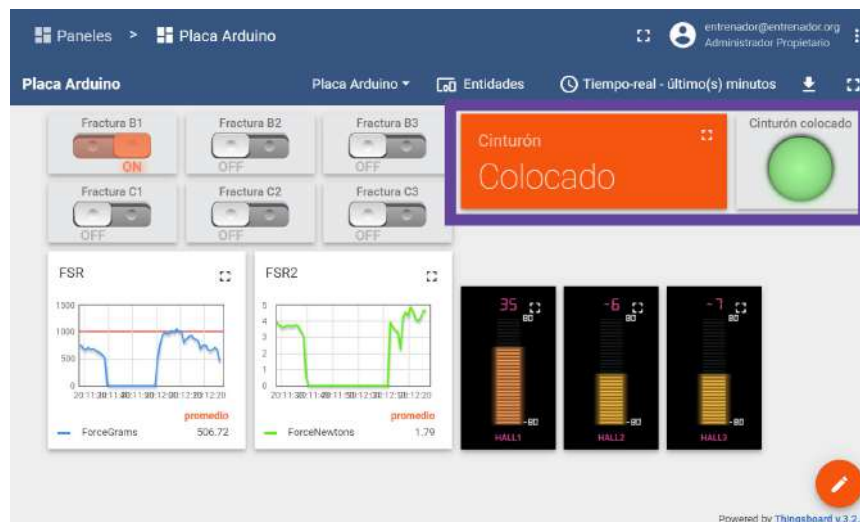
(b) Panel del alumno.

Figura B.8: Paneles fractura activa.

A continuación, el *Alumno* deberá realizar la maniobra de estabilización, colocando el cinturón pélvico en la posición adecuada. Una vez colocado, se lo indicará al *Entrenador* encendiendo el botón denominado *Cinturón colocado*, como se muestra en la Figura B.9(a). El aviso será recogido en el panel *Insctructor*, encendiendo el led habilitado y cambiando el display de *Cinturón* a *Colocado*, como se observa en la Figura B.9(b).



(a) Panel del alumno.



(b) Panel del entrenador.

Figura B.9: Paneles cinturón colocado.

La evaluación de la colocación del estabilizador pélvico por parte del *Alumno* se obtiene de los valores registrados por los sensores y mostrado en el panel *Instructor* en los gráficos habilitados para cada sensor. En el panel *Entrenamiento* se establecen dos alarmas para valorar el exceso de presión aplicado, y servirá como aviso al *Estudiante*.

B.2. Acceso a la base de datos MongoDB

Para visualizar el registro de la información de los sensores almacenada en la base de datos, se abre la aplicación *Robo3T*. En primer lugar, se solicita la conexión con la base de datos que se desea visualizar, como se observa en la Figura B.10. La dirección de acceso es *localhost:27017*.

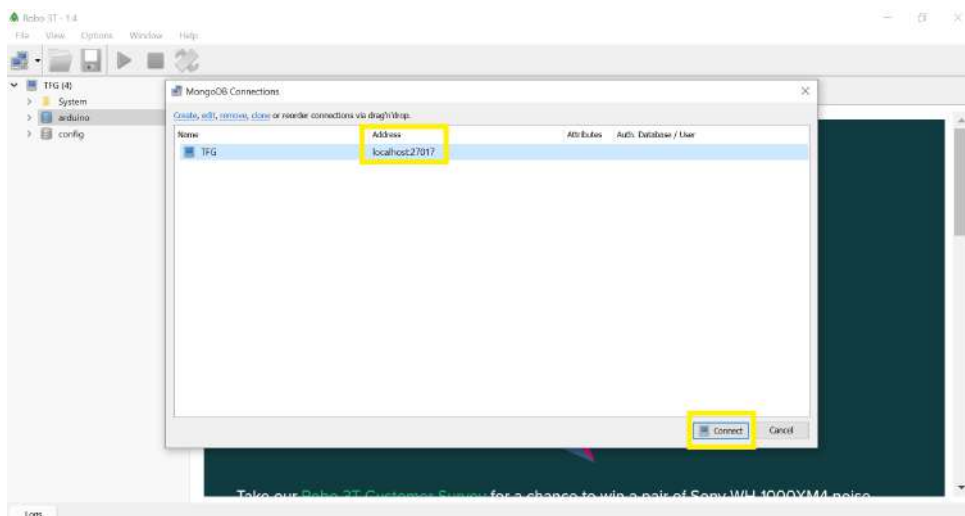


Figura B.10: Conexión a la aplicación *Robo3T* para acceder a la base de datos.

Los datos de presión de los sensores FSR se guardan en la colección *FSR_telemetry*, indicando en cada clave (*Key*) el tipo de dato almacenado y su valor, registrado en *Value*. Para acceder a esta colección, se debe desplegar el apartado *Collections* del lateral izquierdo de la pantalla, y pulsar sobre la colección *FSR_telemetry*, como se indica en la Figura B.11.

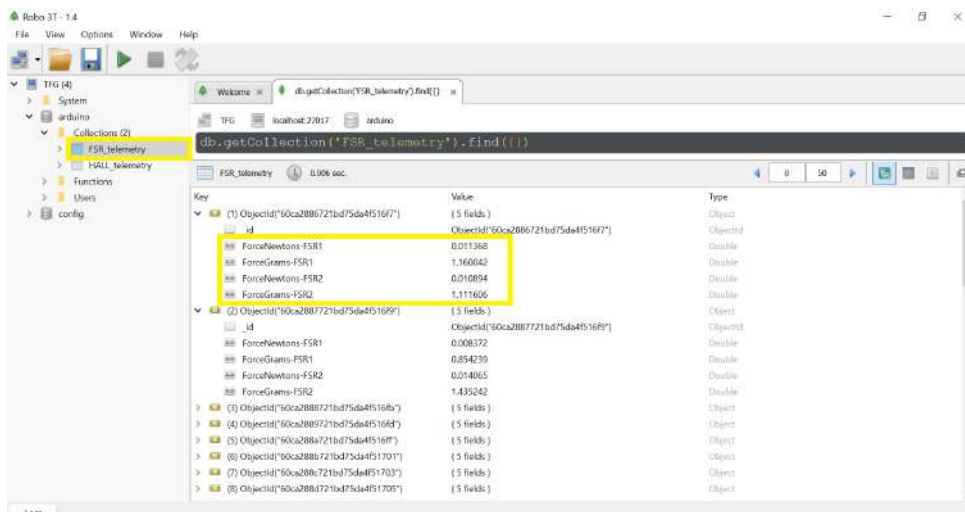


Figura B.11: Visualización de los datos de los sensores FSR en MongoDB.

De forma similar, toda la información recogida de los sensores Hall se muestran en la colección *HALL telemetry*, tal y como se muestra en la Figura B.12.

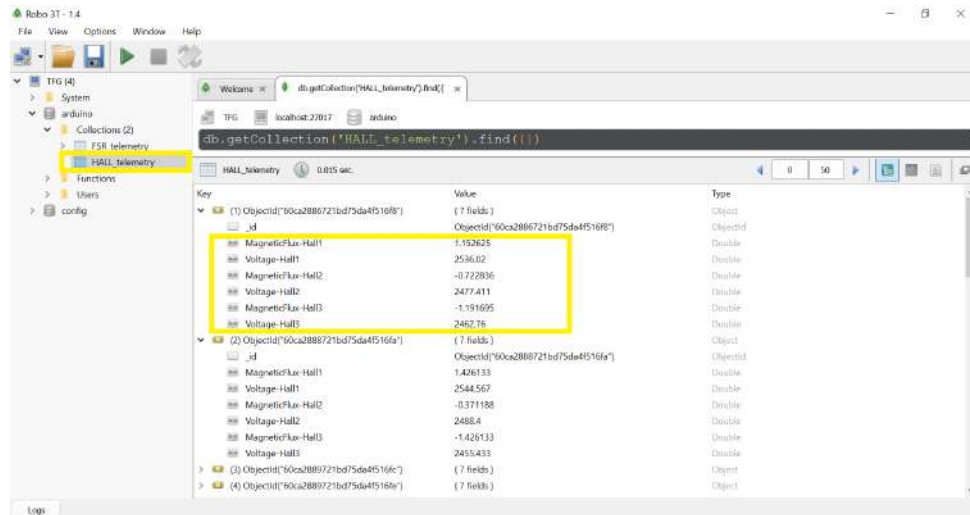


Figura B.12: Visualización de los datos de los sensores HALL en MongoDB.

Apéndice C

Aspectos éticos, económicos, sociales y ambientales

C.1. Introducción

El trauma se define como el daño a la integridad física de una persona, de origen diverso (energía mecánica, eléctrica, térmica, química u otra), ocasionado de manera intencional (lesiones premeditadas) o no intencional (accidentes). Es una alteración que genera dolor, malestar, morbilidad, mortalidad e incapacidad e implica la utilización de los recursos de los servicios de salud.

Dentro de los diferentes tipos de trauma que existen, el trauma pélvico es uno de los más peligrosos en la actualidad y su tratamiento y estabilización clínica es primordial, sobre todo en las horas iniciales del trauma.

Este Trabajo Fin de Grado pretende diseñar un método de aprendizaje eficaz para la práctica clínica, que permita recrear diferentes fracturas pélvicas y luego proporcionar un *feedback* cuando se realice la maniobra de estabilización pélvica mediante el uso de cinturones pélvicos.

C.2. Descripción de los impactos relevantes relacionados con el proyecto

- **Impacto económico:** La atención médica, pruebas diagnósticas, intervenciones quirúrgicas y rehabilitación del trauma pélvico son costosas. Este simulador usado con el propósito de mejorar la maniobra de estabilización, así como reproducir el mecanismo de producción de los diferentes tipos de fracturas, puede ahorrar costes sanitarios.
- **Impacto social:** El enfoque social de una lesión traumática se relaciona, en primera instancia, con la adquisición de una discapacidad que tendrá un impacto sobre la función social de quién lo padece. En una lesión pélvica, se manifiesta principalmente el deterioro de la movilidad, que se ve agravado por las maniobras de estabilización inicial mal ejecutadas. Este simulador permite ayudar a los clínicos a colocar adecuadamente el cinturón pélvico como estabilizador inicial

y disminuir la gravedad de la lesión. Por consiguiente, tanto clínicos como los pacientes que sufren la lesión podrán beneficiarse de este simulador.

- **Impacto ético:** Este Trabajo Fin de Grado se ha realizado con responsabilidad y prudencia, y los resultados del estudio no generan efectos secundarios dañinos sobre ningún ser vivo. El motivo impulsor de esta investigación ha sido por el interés general de la sociedad. En las últimas décadas, la seguridad del paciente y los imperativos éticos se centran en la protección del paciente y, de hecho, desaconsejan el aprendizaje mediante ensayo y error en pacientes reales. El simulador diseñado para la estabilización inicial en el trauma pélvico cumple con estos principios éticos.
- **Impacto ambiental:** El PLA es el material principal empleado. Es un polímero con capacidad de biodegradarse bajo condiciones adecuadas. Esto le confiere una gran ventaja desde el punto de vista ecológico. Además es un polímero obtenido de recursos renovables. Por lo que no se ha encontrado ningún impacto ambiental en este Trabajo Fin de Grado.

C.3. Análisis detallado del impacto social

En palabras del grupo de trabajo de simulación clínica de la sección de docencia y formación de la SEDAR, recientemente se ha podido “avaluar su eficacia para el aprendizaje de conocimientos, habilidades y actitudes, aumentando el grado de retención de lo aprendido cuando se compara con los métodos docentes tradicionales y, por otra parte, su capacidad para estimular el pensamiento crítico y desarrollar el proceso de toma de decisiones. Además se ha constatado la transferencia de lo aprendido al ámbito clínico y se ha asociado con una disminución de las complicaciones. Todo ello, sin poner en riesgo a pacientes ni a profesionales. La simulación que parece ser el medio que posibilita el acortar las curvas de aprendizaje y probablemente adquirir “aprendizaje de mayor calidad”.

La simulación ofrece la posibilidad de recibir *feedback*, permitiendo el análisis y la reflexión de los sucesos simulados, tratando de identificar los hechos y actuaciones erróneos para corregirlos y reforzar o adquirir conductas adecuadas de actuación.

C.4. Conclusiones

El uso de este sistema de simulación pélvica ayudará a los clínicos a comprender mejor las fracturas pélvicas inestables, así como la forma de maniobrar correctamente en cada una de estas fracturas. Esto puede trascender que se pueda salvar una mayor cantidad de vidas en el futuro o, al menos, que el bienestar del paciente mejore significativamente.

Apéndice D

Presupuesto económico

Se estima un presupuesto aproximado teniendo en cuenta los recursos humanos, el equipamiento técnico y algunos materiales necesarios para la realización de este Trabajo Fin de Grado.

- **Personal:** En este punto se considera el salario de las personas implicadas en el Trabajo Fin de Grado: el director del proyecto y el estudiante de este trabajo. Los costes se muestran en la Tabla D.1.

	Coste horario (€)	Horas	Total (€)
Director del trabajo	60,00	30	1.800,00
Estudiante de ingeniería	30,00	300	9.000,00
TOTAL			10.800,00

Tabla D.1: Costes de personal.

- **Costes de recursos materiales:** Para este trabajo, todos los programas informáticos utilizados son de uso gratuito. Por lo tanto, todos los costes de material figuran en la Tabla D.2.

	Unidades	Coste (€)	Tiempo de uso (meses)	Amortización (€/mes)	Total (€)
Ordenador personal	1	1.000,00	6	16,70	100,00
Kit Arduino	1	50,00	5	4,16	20,83
Sensores Hall	3	5,40	5	0,42	2,08
Sensores FSR	2	4,25	5	0,35	1,77
Electroimanes	5	59,35	5	4,95	24,70
Imanes N40	3	2,70	5	0,23	1,13
Placas metálicas	5	3,35	4	0,28	1,12
Módulo Relés	3	9,99	4	0,83	3,33
D1 Mini NodeMCU	1	6,49	4	0,54	2,16
Impresión 3D	1	30,00	5	2,50	12,50
TOTAL					169,62

Tabla D.2: Costes de recursos materiales.

Así, el coste total se recoge en la Tabla D.3.

	Coste
Costes de personal	10.800,00€
Costes de material	169,62€
Subtotal	10.969,62€
IVA	2.303,62€
Total	13.273,24€

Tabla D.3: Costes totales.