

UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
CARRERA DE ESPECIALIZACIÓN EN SISTEMAS  
EMBEBIDOS



MEMORIA DEL TRABAJO FINAL

**Sistema de adquisición portátil de  
parámetros biomédicos para animales  
grandes**

**Autor:**  
**Ing. Federico Roux**

Director:  
Dr. Ing. Damian Craiem Universidad Favaloro)

Jurados:  
Dr. Ing. Mariano Casciaro (CONICET - Fundación Favaloro)  
Esp. Ing. Jerónimo La Bruna (FIUBA)  
Ing. Manuel Alfonso (UTN.BA)

*Este trabajo fue realizado en las Ciudad Autónoma de Buenos Aires, entre mayo  
de 2018 y diciembre de 2018.*



## *Resumen*

En la presente memoria se describe el desarrollo de un sistema de adquisición portátil para medición de parámetros biomédicos en animales grandes desarrollado para la Universidad Favaloro. En particular, se tiene interés en la medición de la velocidad de onda de pulso (VOP), cuyo método más aceptado de cálculo consiste en el registro simultáneo de señales de presión intraarterial en dos puntos del árbol arterial. Conociendo la distancia y el desfase temporal entre estas mediciones de presión, se puede estimar la VOP como su cociente.

Para este proyecto se utilizaron en forma intensiva técnicas de gestión de proyectos, documentación manual y automática del trabajo y sistema de versionado de software y hardware. Se emplearon conocimientos específicos sobre arquitectura del microcontrolador, modelos de programación, sistema operativo de tiempo real freeRTOS, protocolos de comunicación (BLE, SPI, USB, y de alto nivel), testing unitarios, etc.



## *Agradecimientos*

Se agradece especialmente al director de este proyecto, Dr. Ing. Damián Craiem y a su equipo de trabajo, por el esfuerzo y dedicación diarias en la investigación, los cuales generan nuevos campos de aplicación de la ingeniería electrónica. Y en particular por la continuidad de este proyecto a través del tiempo y la oportunidad de poder participar en el mismo.



# Índice general

<b>Resumen</b>	<b>III</b>
<b>1. Introducción General</b>	<b>1</b>
1.1. Introducción . . . . .	1
1.2. Descripción General del Trabajo . . . . .	1
1.2.1. Bases físicas de la medición . . . . .	2
1.2.2. Estado del arte . . . . .	2
1.2.3. Medición ambulatoria de presión arterial . . . . .	4
1.3. Motivación y Aplicaciones del equipo . . . . .	4
1.4. Objetivos y alcance . . . . .	5
<b>2. Introducción Específica</b>	<b>7</b>
2.1. Detalle de las necesidades . . . . .	7
2.2. Requerimientos . . . . .	9
2.3. Planificación . . . . .	10
<b>3. Diseño e Implementación</b>	<b>13</b>
3.1. Implementación del sistema . . . . .	13
3.2. Análisis del software . . . . .	13
<b>4. Ensayos y Resultados</b>	<b>15</b>
4.1. Pruebas funcionales del hardware . . . . .	15
<b>5. Conclusiones</b>	<b>17</b>
5.1. Conclusiones generales . . . . .	17
5.2. Próximos pasos . . . . .	17
<b>Bibliografía</b>	<b>19</b>





# Índice de figuras

1.1. Esquema de medición de VOP . . . . .	1
1.2. Forma de onda característica de la presión humana . . . . .	2
1.3. Curva de inflado de la almohadilla de método oscilométrico vs. presión diferencial y ruidos detectados. . . . .	3
1.4. Oveja instrumentada con un equipamiento antiguo con interfaz ca- bleada. . . . .	5
2.1. Conector, cable y sensores Königsberg de presión . . . . .	8
2.2. Señal típica de presión arterial de un mamífero. . . . .	9
2.3. Diagrama de gantt - Primer parte . . . . .	11
3.1. Diagrama en bloques del equipo. . . . .	14



# Índice de Tablas



# Capítulo 1

## Introducción General

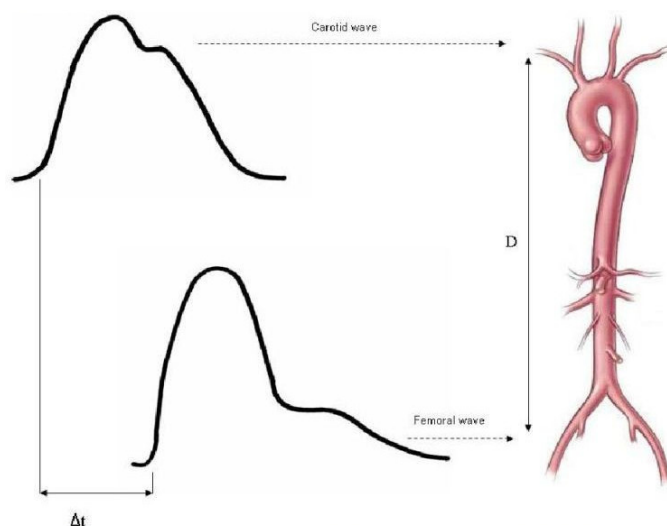
Este breve resumen no lleva título

### ~~1.1. Introducción~~

En el presente capítulo se describen los lineamientos generales del trabajo, sus motivaciones en el campo de la Ingeniería Biomédica, el estado del arte actual y los objetivos específicos alcanzados.

### 1.2. Descripción General del Trabajo

El trabajo aquí presentado consiste en un sistema de adquisición portátil para medición de parámetros biomédicos en animales grandes. Se tiene particular interés en la medición del parámetro biológico denominado «velocidad de onda de pulso (VOP)», cuyo método de cálculo más aceptado consiste en el registro simultáneo de señales de presión intraarterial en dos puntos del árbol arterial. Conociendo la distancia y el desfase temporal entre estas mediciones de presión, se puede estimar la VOP como su cociente. Esto puede verse graficado en la figura 1.1.



*La medición de VOP se realiza a partir de dos mediciones de la curva de presión, con un desfase temporal conocido.*

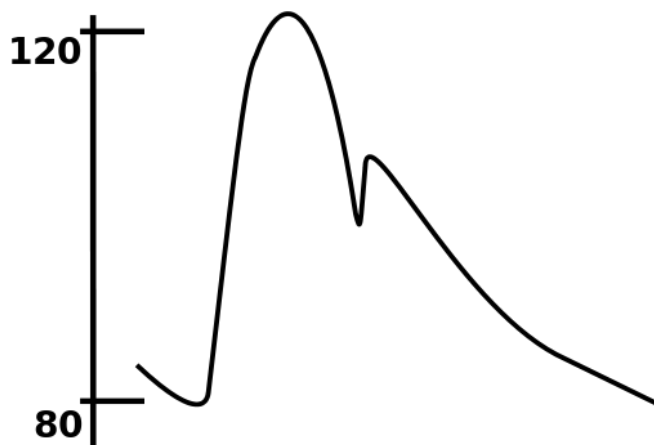
FIGURA 1.1: Esquema de medición de VOP

El dispositivo desarrollado en este trabajo está orientado a ser utilizado por investigadores médicos, ingenieros biomédicos, biólogos y veterinarios en grupos

de trabajo en general aplicado a cardiología. En particular este trabajo se realiza para la Universidad Favaloro, y es importante porque permitirá avanzar a futuro en el conocimiento de formas de medición de presión ambulatoria indirecta, más precisas y menos invasivas.

### 1.2.1. Bases físicas de la medición

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud, la presión sanguínea humana es medida de la presión que ejerce la sangre circulante sobre las paredes de los vasos sanguíneos [9]. Esta onda de presión es originada por el latido del corazón y transmitida hacia todo el árbol arterial. La composición entre la onda incidente y la reflejada dan origen a la onda estacionaria de presión, cuyo máximo y mínimo dan origen a los valores característicos conocidos como **presión sistólica** y **presión diastólica**. Estos valores tienen una gran importancia en la clínica. En un adulto sano, estos valores son aproximadamente 120mmHg para la presión sistólica y 80mmHg para la presión diastólica. En la figura 1.2 puede observarse una forma de onda característica.



*La forma de onda característica de la presión humana se puede caracterizar como una onda estacionaria conformada por una onda pulsátil incidente y una onda reflejada.*

FIGURA 1.2: Forma de onda característica de la presión humana

### 1.2.2. Estado del arte

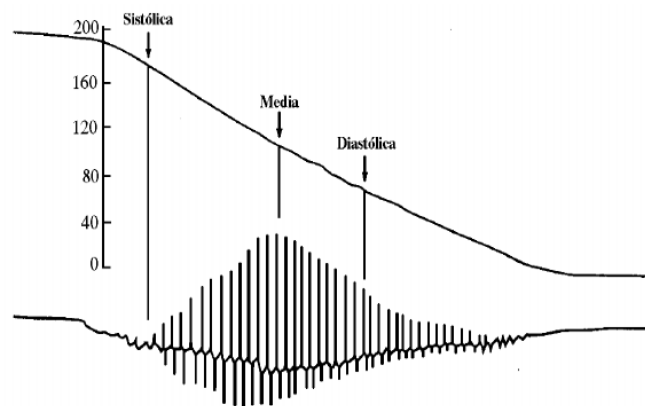
La medición ambulatoria de presión arterial (MAPA) braquial durante 24 horas es un método ampliamente aceptado para predecir riesgo cardiovascular y mortalidad[3] [11] [12]. Se sabe que la variabilidad de la presión arterial y su pulsatilidad son el resultado de una compleja interacción entre el corazón y la red vascular. En particular, y para la evaluación de las características biomecánicas de la red arterial, se utiliza la velocidad de onda de pulso (VOP) como indicador indirecto de rigidez arterial [6].

Actualmente, existen diferentes técnicas para la medición de presión [7]. Pueden agruparse entre los métodos que brindan mediciones puntuales (presión sistólica, diastólica y media) y los que brindan mediciones continuas. Entre los que

brindan mediciones puntuales están el método auscultatorio, el método oscilométrico, método palpatorio, técnicas de ultrasonido, etc. Por otro lado, los que brindan mediciones continuas suelen ser métodos invasivos como el catéter o no invasivos como la medición indirecta a partir de la medición de VOP [10].

La técnica más utilizada y difundida en la medicina clínica es el método oscilométrico, que basa su funcionamiento en monitorear las variaciones de la señal de presión en una banda inflable que se aplica alrededor del brazo izquierdo, logrando determinar a través del análisis de esta señal los valores de presión sistólica, diastólica y media de los pacientes. Mientras la banda se desinfla desde un nivel por encima de la presión sistólica, las paredes de la arteria comienzan a oscilar a medida que la sangre fluye a través del vaso parcialmente ocluido, y estas vibraciones son captadas en el transductor que monitorea la presión en la banda. Cuando la presión en la banda sigue disminuyendo, las oscilaciones aumentan hasta una amplitud máxima y luego disminuyen hasta que la banda se desinfla completamente y el flujo de sangre regresa a la normalidad.

La presión en la banda en el punto de máxima oscilación normalmente se corresponde con la presión arterial media [13]. El punto por encima de la presión media, en el cual las oscilaciones comienzan rápidamente a aumentar en amplitud se corresponde con la presión sistólica. El punto en que esta variación de las oscilaciones disminuye de forma más abrupta, se corresponde con la presión diastólica. Este método es de gran utilidad para la medicina clínica hace muchos años, sin embargo, tiene la contrapartida de que se pierde el detalle de la forma de onda de la curva de presión, lo cual es solo posible apreciar utilizando un sistema de adquisición continuo con una tasa de muestreo adecuada.



*La curva descendente corresponde a la presión de inflado de la almohadilla, mientras que la curva pulsátil inferior corresponde a la diferencia entre la presión arterial y la ejercida por la almohadilla. Esta última es la medición que se realiza con el manómetro manual. Con ayuda de un estetoscopio, se pueden detectar los ruidos correspondientes a la presión sistólica y diastólica.*

FIGURA 1.3: Curva de inflado de la almohadilla de método oscilométrico vs. presión diferencial y ruidos detectados.

Es claro que la medición de la onda continua aporta muchos más datos que la medición de puntos característicos de la curva. A partir de la onda completa, se pueden calcular diferentes parámetros que permiten modelizar el árbol arterial y predecir enfermedades como hipertensión, arteriosclerosis, rigidez arterial, etc [5] [1].

### 1.2.3. Medicion ambulatoria de presión arterial

Una de las técnicas para medición continua de presión es la medición indirecta a partir del VOP. El método más aceptado para medir VOP en pacientes consiste en el registro simultáneo de señales de presión en carótida y femoral. Conociendo la distancia y el desfase temporal entre estas mediciones de presión, se puede estimar la VOP como su cociente. La medición de VOP ha ingresado en las últimas guías de recomendación europeas como indicadora (Clase IIa; Nivel de evidencia B) para la evaluación subclínica de daño en órganos en pacientes hipertensos. El interés clínico en esta medición ha llevado al desarrollo de numerosos dispositivos para medir VOP y cuyas características y limitaciones están siendo analizadas actualmente para hallar un estándar internacional [4] Así como la MAPA braquial ha impulsado el desarrollo de dispositivos de registro y análisis cada vez más sofisticados, la posibilidad de realizar un registro ambulatorio de VOP genera nuevos campos de investigación, así como la necesidad de que existan nuevos dispositivos [8].

Existen otros metodos de estimacion de la MAPA, pero se generan numerosas controversias debido a la complejidad matemática de las estimaciones y al uso de modelos matemáticos arteriales unificados que suponen ser válidos para todos los pacientes. La presión arterial humana responde a una curva que tiene un pico y un valle, y una forma de onda característica. De esta curva pueden calcularse toda una serie de parámetros que modelizan el arbol arterial. Sin embargo, el método más utilizado en la medicina clínica para estimar la presión arterial, el método oscilométrico, solo toma dos valores característicos de esta curva, el máximo y el mínimo, denominados presion sistólica y presión diastólica.

## 1.3. Motivación y Aplicaciones del equipo

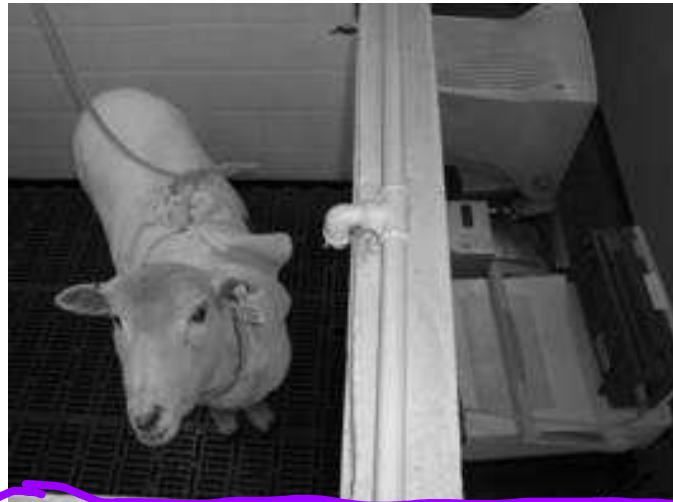
En este contexto, el estudio ambulatorio de la VOP en animales grandes podría brindar nuevas oportunidades para validar diferentes algoritmos de cálculo. La adquisición invasiva de señales de presión en dos sitios alejados del sistema arterial y a una distancia conocida, permite mejorar el conocimiento actual sobre la VOP en distintas condiciones del animal.

Las experiencias realizadas con este equipo permitirán profundizar la investigación sobre la medición indirecta de presión ambulatoria a partir de la medición de VOP y las técnicas para su cálculo. La aplicación de esta técnica para la MAPA permitirá desarrollar a futuro equipos portátiles que puedan medir de manera continua la presión de un paciente, con más información, mejor resolución y más comodidad.

Las experiencias de medición de VOP se realizan sobre animales grandes conscientes, como ovejas o cerdos. Estos animales se encuentran previamente instrumentados con sensores de presión intraarteriales en forma crónica y tienen un prolongado período de adaptación a la vida en un corral de un laboratorio de investigación y al trato con los veterinarios. En la figura 1.4 puede verse una fotografía de una oveja durante una experiencia real con un equipamiento antiguo. La correcta adaptación del animal a la vida en el corral del laboratorio es muy importante porque la presión arterial se ve severamente afectada por la comodidad



y bienestar del animal. Por ejemplo, algunas de las líneas de investigación estudian justamente la diferencia de los valores medios de presión entre el período de vigilia y de sueño. Este tipo de experiencias sobre un animal en estado de alerta se hace totalmente imposible.



*En la derecha de la imagen se puede observar el equipo de registro de datos antiguo, el cual depende de una PC y obliga a tener el animal conectado al equipo mediante un cable durante toda la experiencia.*

Todo este texto va en el epigrafe

FIGURA 1.4: Oveja instrumentada con un equipamiento antiguo con interfaz cableada.

El equipamiento de medición debe ir sobre el animal para evitar que existan cables que limiten el movimiento y dificulten la vida diaria del mismo. Además, luego de un período de adaptación, el equipo debe ser imperceptible para el animal. Esto se logra con un tamaño reducido, un sistema de carga cómoda, como una pequeña mochila, bajo peso, ausencia de ruido, etc. Durante toda la experiencia de medición, el equipo debe estar sobre el animal, y, en lo posible, solo debe acercarse personal de veterinaria para tareas de higiene y alimentación. El operador del equipo debería solamente acercarse al animal para la instalación del equipo, y para retirarlo al finalizar la experiencia. El resto del tiempo, el operador debe tener una interacción mínima con el animal.

## 1.4. Objetivos y alcance

El proyecto incluyó el desarrollo completo de un dispositivo de medición y adquisición de dos sensores de presión intraarteriales para ser utilizado en animales grandes, junto con su documentación técnica y manual de usuario.

Las señales además se pueden visualizar en tiempo real para realizar algún eventual ajuste sobre el animal instrumentado antes de comenzar la experiencia. Este software de visualización no se incluye entre los alcances del proyecto, por lo que se utiliza solamente una interfaz en desarrollo a modo de prueba.

El equipo se diseñó para ser portátil, alimentado por batería, con una autonomía aproximada de 24 horas. A la vez, se hizo énfasis en lograr un bajo peso que no moleste al animal durante la experiencia. La interfaz de carga es a través de la misma conexión USB.

El desarrollo del proyecto no incluye la fabricación del gabinete final ni del soporte para ser llevado por el animal. Tampoco se incluye el software de la terminal de configuración, solamente una versión preliminar para pruebas.

## Capítulo 2

# Introducción Específica

En este capítulo se hará énfasis en las características de la experiencia en la que se utilizará el equipo y sus necesidades, a partir de los cuales se generan cada uno de los requerimientos de diseño.

Es confuso. No se entiende a que se refiere "los cuales". Separar en dos oraciones y ser más directo en la redacción.

### 2.1. Detalle de las necesidades

Este proyecto se destaca principalmente por ser un sistema de adquisición diseñado especialmente para realizar experiencias en animales grandes sin alterar su comportamiento durante lapsos prolongados, y de esta manera no incidir sobre los valores de tensión arterial medidos. Para ello, el desarrollo se enfocó en lograr un equipo de pequeño tamaño y bajo peso que cuente con una interfaz de usuario inalámbrica que permita configurar el equipo y comprobar esporádicamente su funcionamiento evitando que el operador se acerque al animal.

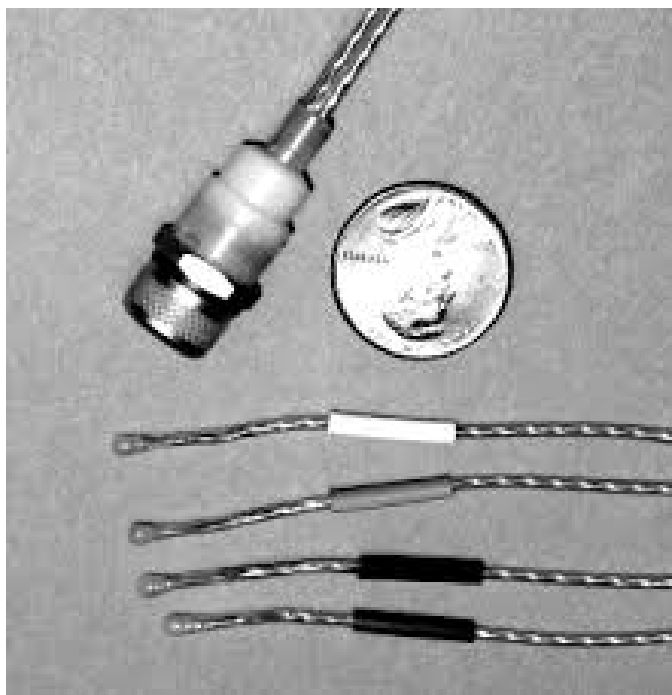
El equipo diseñado digitaliza las señales analógicas y las guarda en una memoria flash de almacenamiento masivo (SD) durante períodos de tiempo prolongados, de aproximadamente 24hs. Puede configurarse y controlarse desde una terminal remota a través de una interfaz comunicada por BLE.

Las experiencias de medición consisten básicamente en colocar el equipo en una especie de pequeña mochila que se ajusta sobre el animal instrumentado con sensores de presión intra-arteriales. Una vez instalado, el equipo digitaliza y adquiere las señales provenientes de los dos sensores durante un período de 24hs. Esto da un margen de tiempo para que el animal se tranquilice luego de la instalación del dispositivo, normalice su comportamiento, y pase por diferentes fases a lo largo del día: vigilia, sueño, alimentación, interacción con veterinarios, etc.

La presión arterial es un parámetro que es fuertemente dependiente del bienestar del animal, por lo que es importante que la batería tenga autonomía suficiente para toda la experiencia y que no sea necesario un recambio o recarga. Es necesario que sea portátil para que el animal no esté conectado a ningún equipo a través de cables. Como se trata de una experiencia larga, también es importante que el equipo no sea pesado, voluminoso, ruidoso, ni se caliente.

Los sensores utilizados son del tipo strain-gauge. Pueden visualizarse en la imagen 2.1. Se trata de una resistencia que varía su valor de acuerdo a la presión aplicada. El sensor además cuenta con propiedades aptas para ser implantado en un animal. Este sensor tiene un conector propio de la marca Königsberg al que se le conecta un compensador por temperatura calibrado específicamente para cada

sensor, y de allí se utiliza un conector AMP - CPC Series I roscado de 4 terminales dorados para ingresar al equipo [2]. Esta última conexión es muy importante para evitar que se agregue ruido a la señal medida.



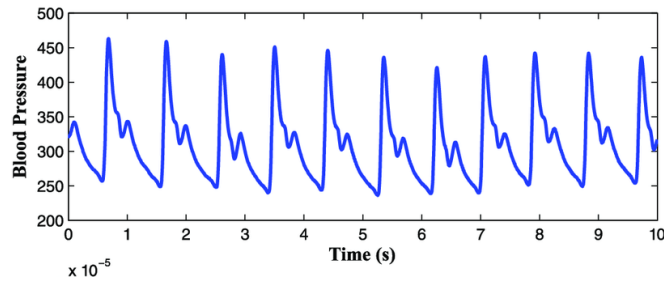
*Sensores empleados para la medición intra arterial. El conector roscado de la figura se conecta a un módulo de compensación por temperatura para luego ingresar al equipo.*

FIGURA 2.1: Conector, cable y sensores Königsberg de presión

La señal de presión arterial tiene un patrón normal con diferentes puntos característicos. Puede observarse en la figura 2.2 un gráfico típico de una señal de presión arterial de un mamífero. La forma de la curva corresponde a una onda estacionaria conformada por una onda incidente pulsátil y su correspondiente onda reflejada. Puede analizarse como un sistema de parámetros distribuidos.

Desde el punto de vista del análisis frecuencial, la señal de presión tiene una frecuencia fundamental apenas superior a 1 Hz, sin embargo, contiene componentes de hasta los 100 Hz, con los que es necesario contar para obtener una buena resolución en el momento de realizar el análisis de la forma de onda. Una frecuencia de muestreo típica utilizada para adquirir este tipo de señales es **500 Hz** o **1 kHz**. Una excursión normal de una señal de presión de un ser humano puede tener un máximo de 140mmHg, por lo que es útil contar con un rango dinámico mayor a este, por ejemplo 200 mmHg. Una adquisición con una resolución del 0.5 %, es decir, de 1 mmHg sería adecuada.

Es muy común que antes de comenzar la experiencia, o durante la experiencia, el animal se mueva o intente tocar los cables que van desde los sensores hasta la mochila donde se encuentra alojado el equipo. Estos movimientos pueden ocasionar cambios en el estado de las conexiones de los sensores, o eventualmente, en el estado del equipo. Es útil, desde el punto de vista del operador del equipo, poder tener algún tipo de información sobre la señal que se está midiendo, de manera de saber si es necesario realizar algún ajuste en las conexiones. Sin embargo, esta observación se debe poder realizar sin molestar al animal, es decir



*La onda de presión arterial de un mamífero corresponde a una señal mayormente periódica con un valor medio variable que puede corresponder a los ciclos diarios y actividad física.*

FIGURA 2.2: Señal típica de presión arterial de un mamífero.

en forma inalámbrica. También es importante compensar una eventual pérdida de ganancia analógica por movimiento de los sensores para no ver disminuída la resolución de la adquisición.

Finalmente, una vez comenzada la medición, al tratarse de una experiencia costosa en cuanto a recursos y tiempo, es importante poder controlar esporádicamente que la adquisición se esté realizando de forma correcta, sin afectar el comportamiento del animal. Por lo tanto es muy útil desde el punto de vista operativo de recursos poder visualizar la señal que se está adquiriendo en forma remota sin influir en el animal, es decir, de forma remota.

## 2.2. Requerimientos

En base a todo lo comentado en la sección anterior, se desprenden los siguientes requerimientos asociados de acuerdo a criterios de energía, tamaño y peso, conectividad y adquisición, con los que fue desarrollado el equipo:

### 1. Necesidades asociadas a la alimentación:

- a) El equipo debe tener una autonomía mayor a 24 horas en el modo de adquisición y almacenamiento, a una dada frecuencia de muestreo.
- b) El equipo debe ser portátil e inalámbrico, por lo tanto, alimentado a batería

### 2. Requerimientos asociados al tamaño físico del equipo:

- a) El peso del equipo debe tener un peso aproximado de 500 gr
- b) El tamaño debe ser aproximadamente de 10cm x 10cm
- c) El equipo no debe calentarse demasiado

### 3. Requerimientos asociados a la conectividad e interfaz de usuario:

- a) Se deben poder visualizar las señales medidas en tiempo real previo a iniciar la experiencia.
- b) Se debe realizar la configuración de la adquisición (ganancia, canales habilitados, frecuencia de muestreo, etc.) desde una terminal Bluetooth.

c) Se debe poder acceder a la memoria SD a través de la conexión USB.

4. **Requerimientos asociados a la adquisición y almacenamiento:**

- a) El equipo debe tener una resolución de 1 mmHg en alguna de las escalas de ganancia.
- b) Debe poder manejar almacenamiento suficiente para la máxima resolución elegida y frecuencia de muestreo.
- c) Se debe poder configurar el tamaño de muestra.

## 2.3. Planificación

En la siguiente figura 2.3 puede observarse la planificación original del trabajo en un diagrama de Gantt.

En este diagrama puede verse la organización del trabajo separado en los siguientes módulos:

1. **General:** Documentación inicial del proyecto, selección de rtos y microcontrolador, documentación de memoria técnica, manuales de usuario y técnico, presentaciones, compras de componentes, pedido de servicios, etc.
2. **Drivers y módulos:** driver del ADC, tests de adquisición, driver de almacenamiento, manejo del DMA, interfaz de prueba para configuración, programación de drivers de periféricos, etc.
3. **Batería, carga y autonomía:** medición de consumo, elección de batería, circuito de carga USB, circuito de regulación.
4. **Módulos analógicos:** acondicionamiento analógico de la señal, interconexión con módulo digital.
5. **Diseño de PCB:** integración de módulos, esquemáticos, diseño de PCB, fabricación, soldadura, etc.
6. **Interfaz de Usuario:** Rutinas de menú, protocolo de comunicación, configuración, fuentes, imágenes, testing unitarios, testing de sistema, etc.

En los capítulos 3 y 4 se presenta una descripción de las tareas realizadas y los resultados obtenidos.

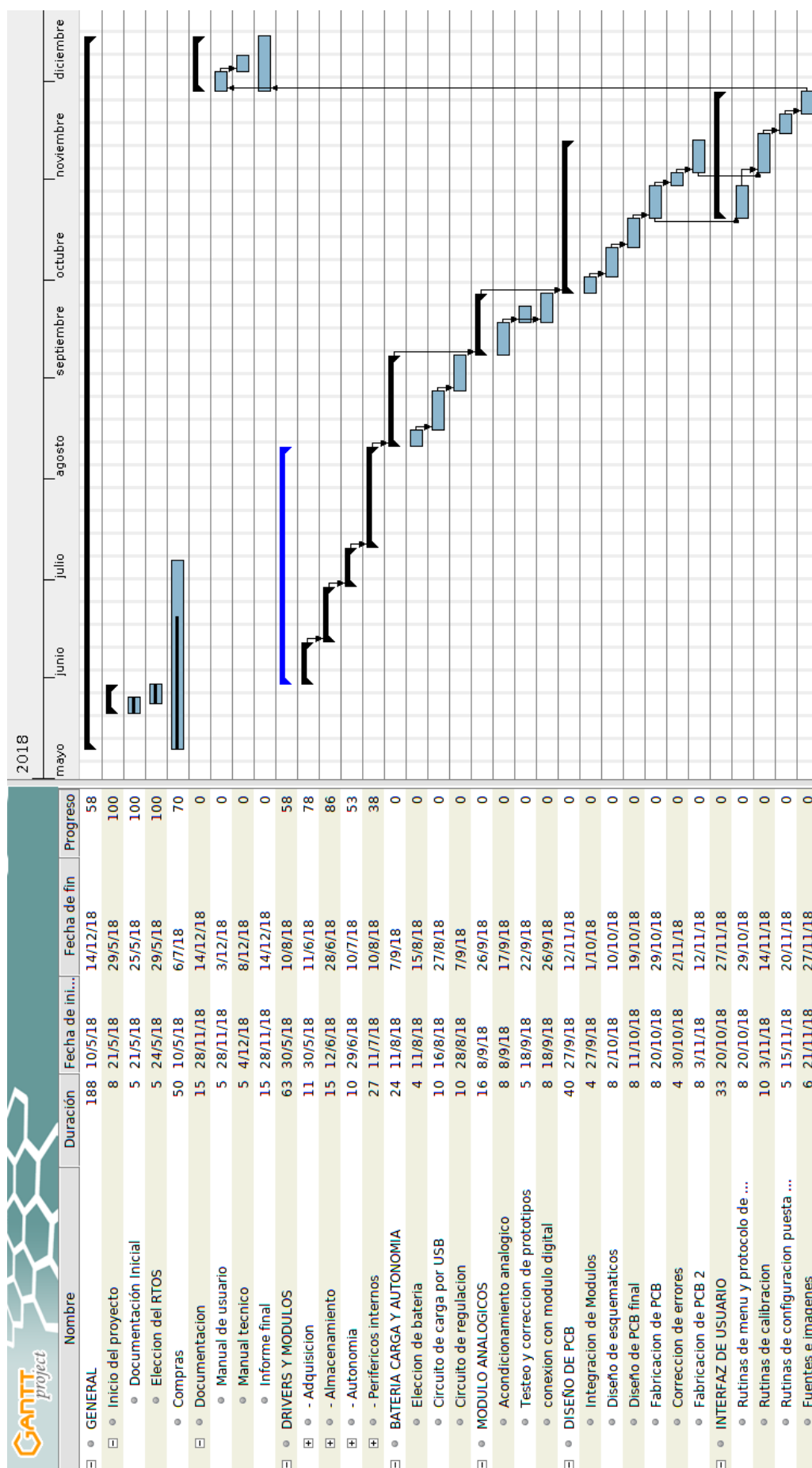


FIGURA 2.3: Diagrama de gantt - Primer parte





## Capítulo 3

# Diseño e Implementación

### 3.1. Implementación del sistema

El equipo digitaliza señales analógicas provenientes de dos sensores de presión intrarterial del tipo strain-gauge y almacena las señales por períodos prolongados de alrededor de 24 hs. Estas señales adquiridas se guardan en una memoria de tipo flash (memoria SD), y pueden descargarse a una PC a través de una interfaz USB. Desde la PC se accede a los archivos guardados como un medio de almacenamiento masivo, y se pueden visualizar en cualquier software que permita procesar un archivo de tipo ".csv".

Previo a cada experiencia, el operador configura el equipo desde una terminal Bluetooth, como una tablet o una PC, a través de un protocolo de comunicación muy sencillo que se desarrolló para este proyecto. A través de esta interfaz se configuran parámetros como la frecuencia de muestreo, la cantidad de canales a usar, ganancia del amplificador programable, seteo de hora y fecha, y finalmente se da inicio a la medición.

El equipo consiste en un sistema embebido portátil basado en un microcontrolador ARM de 32 bits, Cortex M3: LPC1769, un conversor analógico digital de alta resolución (ADS1292), módulos de comunicación (serie, BLE, USB), almacenamiento masivo (SD) y módulo de regulación de energía y carga de batería. Puede verse un diagrama en bloques en la Figura 3.1. Para este proyecto se utilizaron en forma intensiva la gran mayoría de los contenidos y herramientas vistas durante el Carrera de Especialización en Sistemas Embebidos (CESE). Se utilizaron técnicas de Gestión de Proyectos, documentación manual y automática del trabajo, sistema de versionado de software y hardware. En cuanto a lo técnico se emplearon conocimientos específicos sobre arquitectura del microcontrolador, modelos de programación, sistema operativo de tiempo real freeRTOS, protocolos de comunicación (BLE, SPI, USB, y de alto nivel), testing unitarios, etc.

### 3.2. Análisis del software

En esta sección se resaltan los problemas encontrados, los criterios utilizados y la justificación de las decisiones que se hayan tomado.

Se puede agregar código o pseudocódigo dentro de un entorno `lstlisting` con el siguiente código:

```
\begin{lstlisting} [caption= "un epígrafe descriptivo"]
```

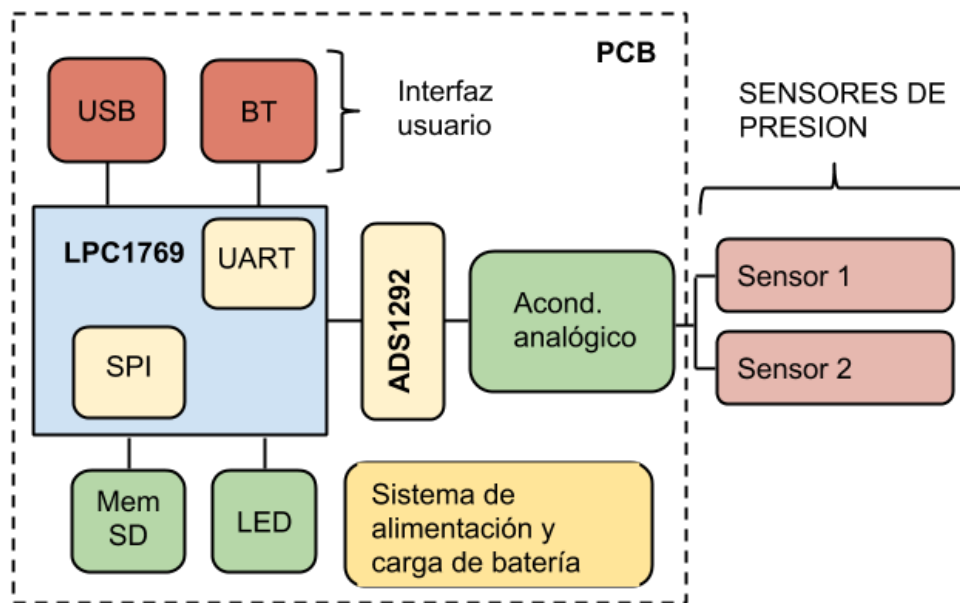


FIGURA 3.1: Diagrama en bloques del equipo.

las líneas de código irían aquí...

\end{lstlisting}

A modo de ejemplo:

```

1 #define MAX_SENSOR_NUMBER 3
2 #define MAX_ALARM_NUMBER 6
3 #define MAX_ACTUATOR_NUMBER 6
4
5 uint32_t sensorValue[MAX_SENSOR_NUMBER];
6 FunctionalState alarmControl[MAX_ALARM_NUMBER]; //ENABLE or DISABLE
7 state_t alarmState[MAX_ALARM_NUMBER]; //ON or OFF
8 state_t actuatorState[MAX_ACTUATOR_NUMBER]; //ON or OFF
9
10 void vControl() {
11
12     initGlobalVariables();
13
14     period = 500 ms;
15
16     while(1) {
17
18         ticks = xTaskGetTickCount();
19
20         updateSensors();
21
22         updateAlarms();
23
24         controlActuators();
25
26         vTaskDelayUntil(&ticks, period);
27     }
28 }
```

ALGORITMO 3.1: Pseudocódigo del lazo principal de control.

## Capítulo 4

# Ensayos y Resultados

### 4.1. Pruebas funcionales del hardware

La idea de esta sección es explicar cómo se hicieron los ensayos, qué resultados se obtuvieron y analizarlos.



## Capítulo 5

# Conclusiones

### 5.1. Conclusiones generales

La idea de esta sección es resaltar cuáles son los principales aportes del trabajo realizado y cómo se podría continuar. Debe ser especialmente breve y concisa. Es buena idea usar un listado para enumerar los logros obtenidos.

### 5.2. Próximos pasos

Acá se indica cómo se podría continuar el trabajo más adelante.



# Bibliografía

- [1] C.A.Figueroa y J.D. Humphrey. «Pressure wave propagation in full-body arterial models: A gateway to exploring aging and hypertension». En: *23rd International Congress of Theoretical and Applied Mechanics* (2014).
- [2] Tyco Electronics. *AMP Circular Connectors for Commercial Signal & Power Applications*. Inf. téc. Tyco Electronics, 2007.
- [3] T. Hansen y col. «Ambulatory blood pressure monitoring and risk of cardiovascular disease: a population based study.» En: *Amer. J. Of Hypertension, Ltd.* (2006). URL: <https://doi.org/10.1016/j.amjhyper.2005.09.018>.
- [4] S. Laurent y col. «Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications.» En: *European Heart J.* (2006). URL: <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehl254>.
- [5] M.Saito y col. «One-Dimensional Model for Propagation of a Pressure Wave in a Model of the Human Arterial Network: Comparison of Theoretical and Experimental Results». En: *Journal of Biomechanical Engineering* (2011).
- [6] W.W. Nichols y col. «Effects of arterial stiffness, pulse wave velocity, and wave reflections on the central aortic pressure waveform.» En: *J of Clinical Hypertension*. (2008). URL: <https://doi.org/10.1111/j.1751-7176.2008.04746.x>.
- [7] G. Ogedegbe y T. Pickering. «Principles and techniques of blood pressure measurement». En: *National Institutes of Health* (2010). URL: <https://doi.org/10.1016/j.ccl.2010.07.006>.
- [8] S. Omboni y col. «Twenty-four-hour ambulatory pulse wave analysis in hypertension management: current evidence and perspectives.» En: *Current Hypertension Rep.* (2016). URL: <https://doi.org/10.1007/s11906-016-0681-2>.
- [9] World Health Organization. *QAs on hypertension*. 2015. URL: <https://www.who.int/features/qa/82/en/>.
- [10] R.Ruso y col. «Una implementación efectiva del método oscilométrico para la medición de la presión arterial.» En: *Memorias II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica* (2001).
- [11] J. Staensen y col. «Predicting Cardiovascular Risk Using Conventional vs Ambulatory Blood Pressure in Older Patients With Systolic Hypertension». En: *JAMA* (1999). URL: <https://doi.org/10.1001/jama.282.6.539>.
- [12] P. Verdecchia y col. «Ambulatory blood pressure. An independent predictor of prognosis in essential hypertension». En: *Hypertension* (1993). URL: <https://doi.org/10.1161/01.HYP.24.6.793>.