

Informe Técnico

“EirCare”

SCUCCHIERO, Franco

Informe Técnico

Índice

| | |
|-------------------------------------|----------|
| 1. Descripción general | 3 |
| 2. Descripción de funcionamiento | 3 |
| 3. Lista de componentes | 3 |
| 4. Diagrama en bloques | 4 |
| 5. Especificaciones Técnicas | 4 |
| 5.A Dimensiones | 4 |
| 5.B Alimentación y autonomía | 4 |
| 5.C Comunicación | 4 |
| 5.D Sistemas de software | 4 |
| 6. Especificaciones Funcionales | 5 |
| 6.A Nivel de Operación | 5 |
| 6.B Plan de Mantenimiento | 5 |
| 7. Anexo Plan de Diseño | 6 |
| 8. Anexo Informes de Avance | 10 |
| 9. Anexo Hojas de Datos | 11 |

1. Descripción general

Eircare es un dispositivo que permite cuidar a tus seres queridos a distancia. Cuando nos plantearon la iniciativa del proyecto una de las consignas propuestas fue que ayude de alguna manera u otra a la sociedad, con nuestro proyecto nosotros pensamos en gente con dificultades motrices y/o de salud, o bien situaciones en las que no es posible un seguimiento presencial pero debemos cuidar de alguien ;este dispositivo es capaz de medir presión, pulso, oxígeno en sangre y temperatura, detectar caídas, y posee un botón de pedido de ayuda. Estos valores son subidos y actualizados constantemente a una base de datos, que pueden ser revisados por el doctor a cargo de dicha persona o por sus familiares mediante la aplicación. Si alguna medición de estas resulta anormal se le enviará un mail de alerta al doctor y a los familiares del paciente. El paciente tiene a su disposición una pantalla táctil, con la cual puede conectarse a WI-FI, programar la periodicidad de las mediciones, medir instantáneamente cualquier parámetro y un botón S.O.S que envía una alerta. El proyecto, por supuesto, es inalámbrico y posee una batería recargable de 5000mah proporcionando una gran autonomía y fiabilidad.

2. Descripción de funcionamiento

En primera instancia, luego de comprar un dispositivo EirCare, se deberá dirigir a un centro de atención avalado por la empresa que tenga doctores registrados en la base de datos.

De no ser así, se deberá registrar previamente el doctor, que posteriormente completará un formulario en la aplicación de computadora con datos del paciente, incluyendo la patente del dispositivo adquirido. El sistema enlaza dicha patente con el ID del médico, permitiendo al médico poseer varias patentes bajo custodia.

Una vez registrado el paciente, se debe asegurar de recibir un email de confirmación, con los datos , la cuenta y contraseña proporcionados, de manera que se pueda corregir instantáneamente un dato erróneo desde la aplicación.

Finalizada la etapa de inscripción, se coloca el brazalete en el paciente y se enciende.

El mismo esperara instrucciones desde la pantalla, que en principio debe ser las de conectarse a WiFi, para sincronizar su estado con el de la base de datos.

El brazalete sincronizará y mostrara en pantalla: Hora, fecha y datos básicos del paciente.

Una vez sincronizado y con una conexión a WiFi estable, podrá comenzar su uso.

Lo primero que se debe configurar, es el panel de parámetros y periodicidades, que se refiere a la frecuencia de medicion de cada parámetro.

Luego se deberá hacer una prueba de sensores, con el botón de mediciones en tiempo real, verificando el correcto funcionamiento de los mismos.

Finalizada esta etapa, la pulsera estará mandando datos a una página WEB localizada en una red DNS, que la misma realizará un posteo de datos a una base SQL también alojada en una red DNS.

En caso de desconexión de WiFi, la pulsera almacenará datos en el módulo ESP8266 que una vez recuperada la conexión, se encargará de finalizar las cargas pendientes.

Para el envío de mails en los diferentes casos mencionados previamente se utiliza una conexión directa desde el brazalete con protocolo SMTP

Fundamento teórico de mediciones.

Oxígeno en sangre

La saturación de oxígeno es la medida de la cantidad de oxígeno disponible en el torrente sanguíneo. Cuando la sangre se bombea desde el corazón al cuerpo, primero pasa a través de los pulmones, donde las moléculas de oxígeno se unen a las células rojas de la sangre (eritrocitos) con el fin de ser llevado al resto del cuerpo. El porcentaje de eritrocitos que están completamente saturados con oxígeno se conoce como saturación arterial de oxígeno o nivel de oxígeno en sangre.

La saturación de oxígeno en la sangre saludable y normal es de entre un 95% y un 100%, pero los pacientes con enfermedad pulmonar a menudo tienen un porcentaje más bajo a menos que utilicen oxígeno suplementario.

Los pacientes con niveles de oxígeno en sangre por debajo de 90% (saturación de oxígeno baja) se considera que tienen hipoxemia, y un nivel de oxígeno en la sangre por debajo del 80% se conoce como hipoxemia severa. La dificultad para respirar es el síntoma principal de la hipoxemia. Hay varias causas para esta enfermedad, como la enfermedad cardíaca congénita, un bajo gasto cardíaco y la enfermedad pulmonar intersticial.

¿Qué es un oxímetro?

El oxímetro de pulso tiene como función medir la saturación de oxígeno en la sangre del paciente y consiste básicamente en una fuente emisora de luz y un fotodetector, como fuente emisora de luz por lo general se utilizan diodos emisores de luz (Led) rojos (630nm) e infrarrojos (940nm). Comúnmente el pulso-oxímetro es colocado en el dedo índice de la mano del paciente, pero en ocasiones también puede ser colocado en los dedos de los pies, en la nariz o en el lóbulo de una oreja.

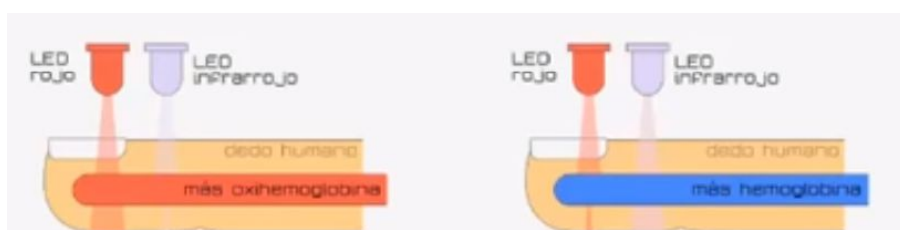
¿Cómo funciona?

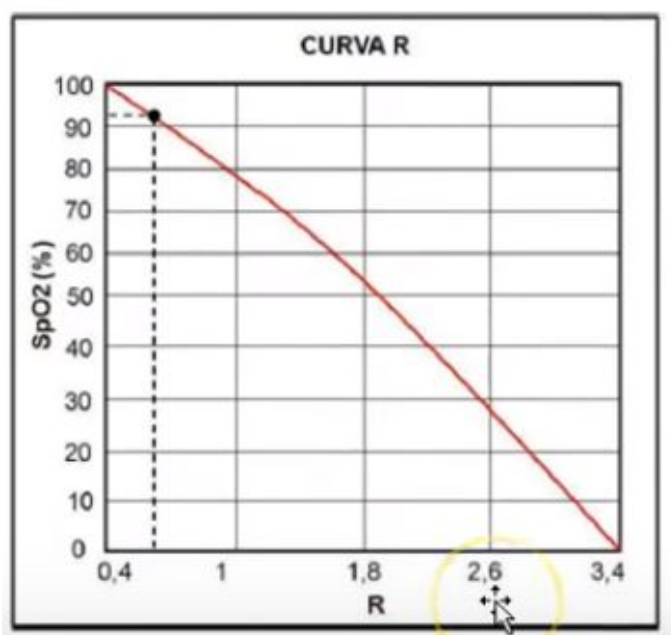
Los oxímetros usan las características de la luz absorbente de la hemoglobina y la naturaleza pulsante del flujo sanguíneo en las arterias para medir el nivel de oxígeno en el cuerpo.

- El dispositivo llamado sonda tiene una fuente de luz, un detector de luz y un microprocesador que compara y calcula las diferencias entre la hemoglobina rica en oxígeno y la hemoglobina pobre en oxígeno.
- Un extremo de la sonda contiene una fuente de luz con dos tipos de luz distintos: infrarroja y roja. Estos dos tipos de luces se transmiten a través de los tejidos del cuerpo al detector de luz que está al otro lado de la sonda. La hemoglobina que está más saturada con oxígeno absorbe más la luz infrarroja mientras que la hemoglobina sin oxígeno absorbe más la luz roja.
- El microprocesador en la sonda calcula las diferencias y transforma la información en valores digitales. Se evalúa este valor para determinar la cantidad de oxígeno que hay en la sangre.
- Las medidas de la absorción de luz relativa se realizan varias veces cada segundo. Estas medidas luego son procesadas por la máquina para brindar una nueva lectura cada 0,5 a 1 segundos. Se saca un promedio de las lecturas de los últimos 3 segundos.

La mayoría de los oxímetros de pulso se enganchan y lucen como pinzas de ropa. También existen sondas adhesivas que se pueden colocar en el dedo o en la frente.

Entonces gracias al fotodetector puedo obtener un parámetro de absorbancia tanto del led rojo como del led infrarrojo. El cual denominamos "R" y gracias a un gráfico de comportamiento, se puede obtener el oxígeno en sangre (SPO2) en función de dicho parámetro. El gráfico sería el siguiente:





Debido a las altas fluctuaciones de niveles de componentes de continua en las mediciones realizadas en diferentes personas (dado a la absorbancia de componentes constantes como los huesos, densidad de la piel, dureza de esta ,etc) fue necesario realizar un circuito que universalice la señal, teniendo muy en cuenta el cuidado y la mantención de la integridad de su forma de onda.

Esto nos prohibió el uso de filtros agresivos a la señal, es decir, nos imposibilitó el uso de filtros pasa altos, y el uso de filtros pasa bajos de frecuencia de corte inferior a 2 veces la década de la frecuencia de la señal, llevándonos a requerir componentes de alta calidad y precisión, y un desarrollo de un software confiable y autorregulable.

Por lo anteriormente mencionado, creemos que el desarrollo de nuestro oxímetro, fue muy exitoso, mayormente por la seriedad en la puesta en práctica a la hora de realizar el tratamiento de señal sin deformarla.

Para el diseño tuvimos que poner ciertos pilares, de los cuales algunos ya fueron los expuestos anteriormente:

- **Se requiere una señal de un nivel aceptable de tensión, para una máxima reconstrucción de la señal con el ADC del microcontrolador.**
- **Una señal sin ruido notable, para facilitar el software.**
- **La utilización de promedios de señales.**
- **Un algoritmo que detecte mediciones erróneas y que las evite en el promedio.**
- **Prohibición de alterar el estado natural de la señal.**

Una vez planteadas las limitaciones comenzamos con el diseño.

En primera instancia se nos dificultó mucho el hecho de no usar filtros, ya que poseíamos una señal muy sensible al ruido electromagnético y mecánico, ya sea por la vibración natural del dedo, y por el movimiento del mismo.

Esto fue solucionado con un dedal de buena calidad, que agarra fielmente al dedo, con una goma que disminuye casi en su totalidad las vibraciones del mismo por el hecho de que las absorbe y además lo sella de radiaciones electromagnéticas provenientes del exterior.

Aun así tuvimos la necesidad de colocar filtros pasabajos de gran factor de selectividad , y realmente se vio en la práctica los valores finales, ya que fue muy difícil calcularlos porque nadie en absoluto tiene la misma respuesta plestimografica a otra persona, por lo tanto las pendientes y componentes en frecuencia de la misma son diferentes, volviendo inútil calcular un filtro.

Al momento de comenzar con las mediciones experimentales para familiarizarnos con la señal a la que nos enfrentamos, nos dimos cuenta que todas las personas tenían un nivel diferente de continua, que aproximadamente abarcaba el 90% del nivel de la señal.

Esto es muy grave ya que la señal nativa posee una componente de alterna de 20mV y una continua de aproximadamente 1.8v, por lo que si deseamos amplificar aunque sea 2 veces, la señal se nos perdería en la saturación por alimentación.

Lo primero que pensamos hacer fue poner un capacitor de acople, eso estabilizará todas las señales en un nivel de 0, que en principio parece muy buena idea, pero si recordamos la fundamentación por la cual se obtiene la saturación de oxígeno en sangre, observamos que poniendo el nivel de 0, perderíamos

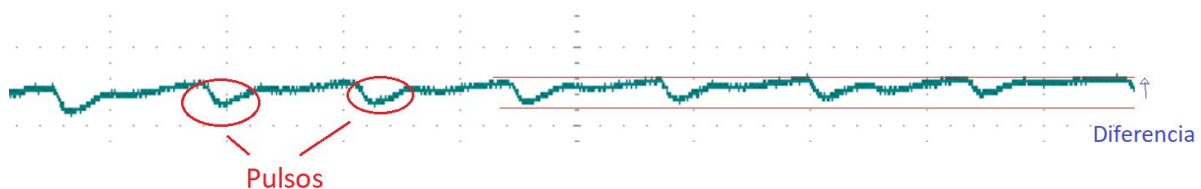
mitad de señal, siendo esta muy necesaria para el cálculo ,además de necesitar componentes de extremadamente bajo off-set por lo tanto muy costosos..

Al darnos cuenta de las imposibilidades, diseñamos un circuito que fije el nivel de continua en un valor como para que el integrado trabaje en un rango cómodo de off-set y a su vez permita amplificar varias veces el nivel de la señal, logrando un “estiramiento” de la misma, y una lectura más fácil para su posterior análisis en el micro controlador.

El funcionamiento del circuito utiliza 6 operacionales que restan a la señal , su propio nivel de continua, restado en 50mV, por lo que el módulo resulta 50mV.

El diseño fue todo un éxito y finalizamos con una señal de muy buena calidad, inmune al ruido y de gran amplitud (300mV pico) , fácilmente reconstruible con el ADC del microcontrolador en su maxima resolución (0,8 mV @ VDD=3,3V).

Por último, el software, realizaba 4 ciclos de mediciones, teniendo la capacidad de detectar errores ya sea por resultado o por seguimiento de muestras para luego no incluirla en el promedio.



Pulso

El pulso es el número de veces por minuto que nuestras arterias se expanden y se contraen como respuesta al corazón.

La frecuencia cardiaca es variable, depende de que tanto esfuerzo hagamos. Por lo que existirá una frecuencia en reposo y uno que se incrementa con la actividad.

La frecuencia cardiaca normal de un adulto en reposo es entre 60-100 latidos por minuto.

Algunos atletas expertos pueden experimentar un descenso de su frecuencia cardiaca en reposo, siendo esta inferior a 60 latidos por minuto gracias a su entrenamiento.

La taquicardia se refiere al incremento de la frecuencia cardiaca estando en reposo, más de 100 latidos por minuto.

La bradicardia se refiere a un ritmo cardíaco lento, normalmente inferior a 60 latidos por minuto.

De acuerdo con la American Heart Association la frecuencia cardíaca durante el ejercicio es alrededor de 220 menos (-) la edad de la persona.

El principio por el cual medimos el pulso es el mismo que utilizamos en el oxígeno, excepto que el oxígeno se calcula por absorbancia y el pulso por reflexión de la luz.

Cuando el paso de la sangre obstruye la luz, se observa un cambio de pendiente en la componente alterna de la señal observada en el receptor infrarrojo de luz.

Para el diseño de medidor de pulso no tuvimos limitaciones de señal ya que no necesitamos la forma de onda original, solo un nivel lógico que nos indique cuándo estamos ante la presencia de un latido de corazón.

El contador de pulsos consta de un circuito doble derivador, seguido de filtros pasa-altos de segundo orden y finalmente un amplificador para saturar el nivel de señal en 3,3V.

Logramos un medidor de pulso muy universal que puede medir en casi cualquier lado en donde se encuentre una determinada concentración de vasos sanguíneos.

Presión

Para poder medir la presión, se utilizan 3 componentes principales:

- Brazalete: El cual se coloca alrededor del brazo, y es el que se inflará y desinflará con la ayuda de la bomba.
- Bomba: Consiste en un motor que se encarga de inflar y desinflar el brazalete.
- Sensor de presión: Se utiliza el sensor 2SMPP-02, el cual varía su tensión de salida dependiendo de la presión detectada.

Lo primero que se hace al medir la presión es colocar el brazalete, aproximadamente 3 centímetros arriba del pliegue del codo en el brazo izquierdo. Esto se debe a que este brazo está más cerca del corazón, y así se conseguirá más precisión en la medición.

Luego, mediante la pantalla táctil del dispositivo se puede pedir que se realice dicha medición.

Cuando esto se seleccione, la bomba comenzará a inflar hasta llegar a los 220mmhg. Y de allí se comenzará a desinflar lentamente. Entre los 220mmhg y el valor de la presión sistólica (usualmente entre 120 y 140 mmhg) la sangre no circulará por debajo del brazalete, ya que la presión ejercida por el mismo es más alta que la presión que ejerce la sangre sobre las venas al momento de bombear la sangre. Debido a esto la pendiente del sensor de presión será una constante negativa. Al llegar a este valor, se comenzarán a detectar los pulsos, y por cada pulso que se detecte se podrá observar una subida en la tensión del sensor. Estas subidas de tensión se podrán detectar hasta que la presión del brazalete llegue a la presión diastólica del paciente. Esto se debe a que la presión arterial luego de este punto será tan baja que el sensor no la reconocerá. Por último se termina de desinflar el brazalete y se muestran los datos en la pantalla.

Temperatura

Existe una temperatura corporal donde el humano se siente más conforme. Esta temperatura varía según la persona, pero en promedio son muy similares. Existen miles de patologías que hacen que este mecanismo de autorregulación térmica funcione mal, tanto para abajo como para arriba. Es por esto que nos pareció importante tomar la temperatura corporal como un signo importante a la hora de mostrarlo en la pantalla.

¿Dónde se mide la temperatura corporal?

El mecanismo de regulación térmica es un tanto curioso en el cuerpo humano, la temperatura da distinto en los distintos puntos donde trabajan los materiales médicos. Esto nos brindó una idea: Ya que en el promedio de los casos, la temperatura anal, la más exacta del cuerpo humano tiene la misma diferencia con la axil probamos con medir la temperatura braquial y sumarle esta constante también. Esto nos permitiría medir temperatura en el brazo y aprovechar la posición en la que está posicionada el brazalete.

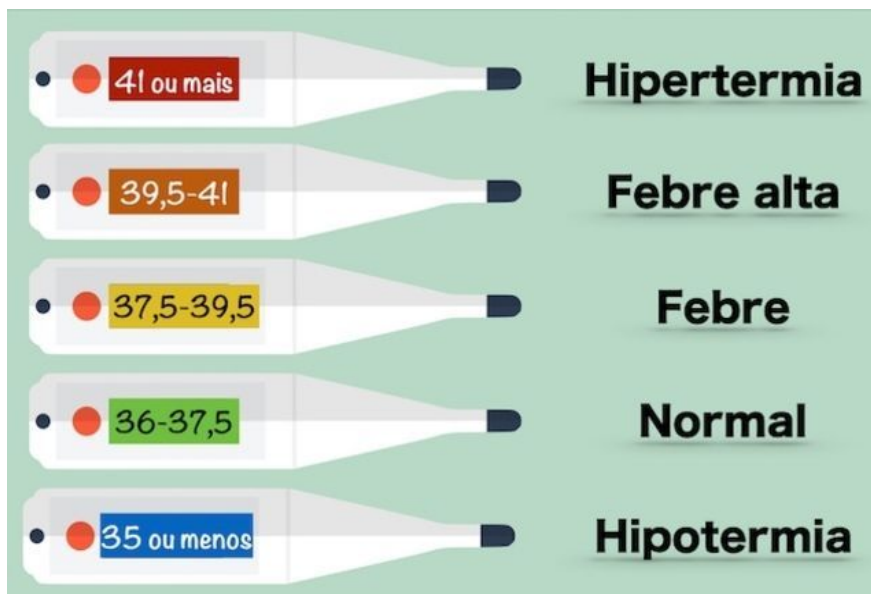
Temperatura según lugares de medición

| LUGAR | VALOR NORMAL | RANGO NORMAL | TIEMPO MINIMO |
|-------------------|--------------|----------------|---------------|
| Axilar - Inguinal | 36,5 °C | 36,2 - 36,8 °C | 5'- 7' (Min.) |
| Oral | 37, °C | 36,7 - 37,3 °C | 3'- 5' (Min.) |
| Oidal | 37,3 °C | 37, - 37,9 °C | 1" (Seg.) |
| Rectal - Vaginal | 37,5 °C | 37,2 - 37,8 °C | 1'- 3' (Min.) |
| Frontal | 37, °C | 36, - 38, °C | 15" (Seg.) |

DS18B20, sensor digital de temperatura.

La manera en la que accedimos a la medición de temperatura fue gracias al DS18B20. Es un sensor de temperatura digital que usamos y estudiamos en el colegio.

Usamos dos de estos sensores para realizar un promedio y la medición sea más fiable.



VALORES NORMALES

La temperatura corporal normal varía entre los 36.5-37.5°C.

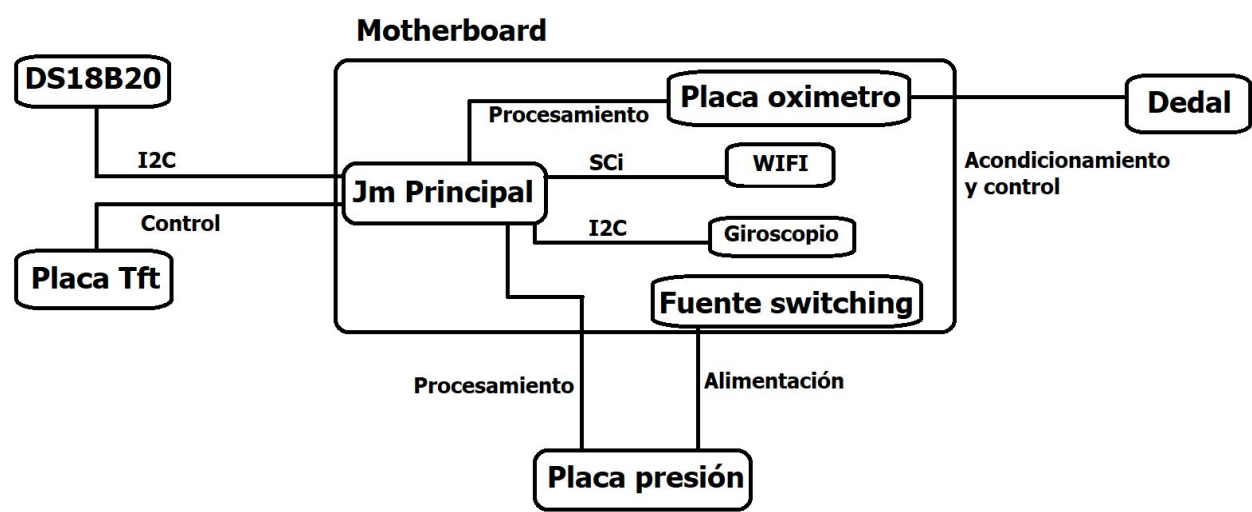
| Edad | Grados centígrados (°C) |
|---------------------|-------------------------|
| Recién nacido | 36,1 – 37,7 |
| Lactante | 37,2 |
| Niños de 2 a 8 años | 37,0 |
| Adulto | 36,0 – 37,0 |

3. Lista de componentes

| Componente | Referencia |
|----------------|------------------|
| 2 x MC9S08JM60 | Microcontrolador |
| 6 x Kf33bd | Reguladores |
| 1 x SPFD5408 | Pantalla tft |
| 1 x Motor | Sensado presión |

| | |
|--------------|--|
| 1 x Válvula | |
| Resistencias | |
| Diodos | |
| Capacitores | |

4. Diagrama en bloques



Como se puede observar, todo depende del microcontrolador general, que no sólo es que el procesa las señales de todos los sensores, sino también establece las comunicaciones con los distintos módulos y es también el que puede ir apagándose de a uno (deshabilitando las alimentaciones). La fuente switching es el único módulo el cual no es controlado por él por lo que queda prendido todo el tiempo aunque su consumo debería ser mínimo si no se ejecuta la carga. El hecho de que el microcontrolador tenga tantas tareas requirió de una máquina de estados precisa para que cada tarea tenga su tiempo correspondiente para funcionar adecuadamente.

5. Especificaciones Técnicas

5.A Dimensiones

La maqueta en su totalidad fue impresa en 3D y está compuesta por 3 partes: La caja inferior, la caja superior y la tapa.

En la tapa se encuentra montada la batería, tiene piezas macho de un riel en cada costado, con el fin de encastrar con la caja inferior y superior, y dos agujeros del lado inferior para fijar la maqueta. Las dimensiones de la tapa son de 90.6mm x 102.5mm x 49.6mm

En la caja inferior se encuentra los rieles para la motherboard, los soportes para la mecánica que utilizamos para la presión, rejillas para facilitar la propagación de las radiaciones de la señal wi-fi, agujeros para atornillar, surco para el cargador, surco para el conector del oxímetro, surco para la colocación de un interruptor,, y contiene las piezas hembra de un riel para encastrar con la tapa. Las dimensiones de la caja inferior son de 87.6mm x 102.5mm x 33.41mm

La caja superior se encuentra inclinada 6° para facilitar el uso de la pantalla, esta parte de la maqueta contiene un agujero para la pantalla TFT y rieles de encastre para la misma, además de agujeros para que encastran con la tapa. La caja superior tiene unas dimensiones de 87.7mm x 102.5mm x 24.5mm

5.B Alimentación y autonomía

Nuestro proyecto al ser portable no podía alimentarse por medio de una fuente de laboratorio o similar, entonces optamos el uso de una batería de forma tal que sea cómodo el desplazamiento de la fuente de alimentación. La batería utilizada fue obtenida de un celular viejo, y tenía una capacidad para 5000 mAh, lo cual nos permite un amplio margen para tenerlo prendido hasta unas 10 horas con el máximo consumo de potencia.

Para evitar complicaciones por mantener el nivel de tensión continuó a pesar de la descarga de la batería, dividimos la alimentación en dos partes. La primera nos sirvió para mantener 3.3 V para alimentar los distintos módulos y los microcontroladores, para ello utilizamos reguladores kf33 que no sólo mantenían el nivel de tensión con una muy baja tensión de caída (alrededor de 0.3 V) sino que también responden de forma muy eficiente a los picos de tensión o corriente prometiendo una gran fiabilidad en cualquier punto de capacidad de la batería, de todas formas cuando la misma se encuentre en una tensión que no asegure la tensión de caída (3,6v) ya estaría en casi un 10% de capacidad y sería necesaria la carga.

La segunda parte consistía en la alimentación aparte del módulo de presión, el cual se alimentaba con 5 V el sensor y los integrados, y con 6,3 V el motor y la válvula. Por lo cual, fue necesario el uso de una fuente switching step up con el objetivo no sólo de subir la tensión al rango necesario sino también poder trabajar con las corrientes necesarias al tener que cargar y descargar el aire de la manga, prendiendo al mismo tiempo el motor y la válvula. El diseño de la misma nos llevó numerosos intentos y hubo que ir adaptándola dependiendo cuánto iba a gastarnos la carga. El gran problema que nos surgió al usar la fuente switching fue el ruido que nos generaba en el módulo (esto sumándole al ya generado por el motor y la válvula) por lo que tuvimos que usar distintos capacitores para filtrar todas esas oscilaciones y además un zener de 5.1 V para la alimentación de los integrados en la placa. Desde el lado del ruido generado por el motor y la válvula lo que hicimos fue colocar a cada uno un diodo en paralelo con descarga a VCC para eliminar los picos generados y además un snubber en paralelo al transistor que conmutan en el funcionamiento de los mismos.

5.C Comunicación:

Utilizamos principalmente tres tipos de comunicaciones digitales OneWire , SCI y I2C. Una dificultad que encontramos fue que las funciones que utilizamos tanto de comunicación OneWire (utilizada para los sensores DS18B20) como de I2C(utilizada para el giroscopio/acelerometro/magnetometro) demandaban el detenimiento del diagrama de flujo del programa , que no permitía al microcontrolador atender otras tareas mientras se transmitía un mensaje .Por lo que el programa tuvo que ser pensado de manera que estos tiempos no afecten el resto del desarrollo del programa.

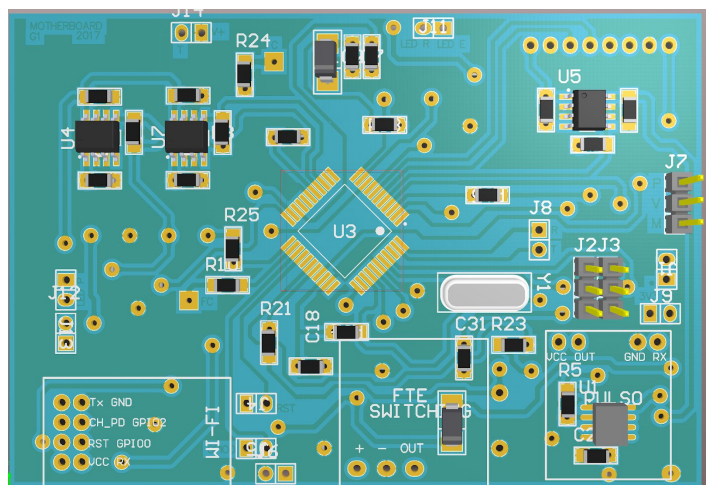
El SCI es usado para la comunicación entre los microcontroladores, el general y el controlador de la pantalla TFT, y con el módulo wifi. Al ser una comunicación que no habíamos usado antes hubo que ir haciendo numerosas pruebas de a poco para hacerlo funcionar y que nos fuera útil.

Debido a que sustituimos el firmware embebido en el ESP8266 original, por uno de nuestra autoría, nos permitimos utilizarlo de manera más flexible y establecer un protocolo una capa sobre el SCI formando así un glosario de combinaciones que permite controlar el ESP8266 sin comandos +AT, adaptándolo a nuestras necesidades

5.D Sistemas de software

El software fue una parte importantísima de nuestro proyecto a puntos anteriormente explicados como las comunicaciones entre los módulos, la comunicación Wifi y la base de datos externa al dispositivo. Debimos realizar unos cuantos protocolos de comunicación propios para que se pueda llevar a cabo exitosamente la transmisión de datos entre distintos módulos. El dispositivo posee 3 grandes núcleos fundamentales de procesamiento quienes coordinaban las diferentes actividades. Uno fue el JM60 al que llamamos “General”, otro el JM60 “TFT” y por el microcontrolador embebido en el módulo ESP8266, que realizaba comunicaciones con servidores DNS que a su vez se comunicaban con la base de datos también alojada en un servidor DNS, logrando así externalizar cualquier tipo de conexión y de esta manera globalizar y generalizarse permitiendo la conexión remota desde cualquier parte del mundo ya que se mantendría constante la dirección de conexión. A continuación explicaremos la función de cada uno.

JM60 General: Está montado en la placa “MOTHERBOARD” y su función es la más importante, coordinar todas las mediciones asegurándose de que no se interpongan para evitar errores de precisión, además de ser la única unidad de procesamiento que posee comunicación con el exterior (WiFi) por lo tanto todas las peticiones de los módulos tanto como la hora, la fecha y los datos del paciente, o la carga de los mismos debían pasar por este. Además el mismo debía verificar regularmente los estados de los sensores y



mantener el mínimo consumo del dispositivo para procurar la máxima autonomía.

Otra tarea era el de atender los estados de la capacidad de la batería, y el estado físico de la misma(cargando, cargada, en uso).

A su vez en la misma plaqueta están soldados todos los módulos que componen el dispositivo, incluyendo el display y plaqueta TFT siendo controlada su alimentación y comunicación localmente y conectores SCI.

Por último, otra función de esta unidad general fue el de administrar la alimentación de los módulos, permitiéndonos así exponernos ante la máxima eficiencia de autonomía.

JM60 TFT: Como fue interpretado, la función de este microcontrolador es controlar la pantalla TFT.

Por problemas de espacio, la placa está adherida a la pantalla de TFT, moldeando a su forma para que sea mucho más eficiente el espacio ahorrado. Tuvimos un gran inconveniente con la memoria, ya que las rutinas de gráficos eran muy largas y poco redundantes, por lo que consumían mucha ROM. A pesar de eso, pudimos mostrar en pantalla todos los valores que pudimos sensor. La TFT está comunicada con la mother vía SCI con el mismo protocolo de comunicación mediante la mother se comunica con el módulo ESP8266 , en el cual el '#' es el carácter que inicia la comunicación entre ambos micros y el cual se concluye con el carácter '!'.
El menú principal consta de 4 botones.

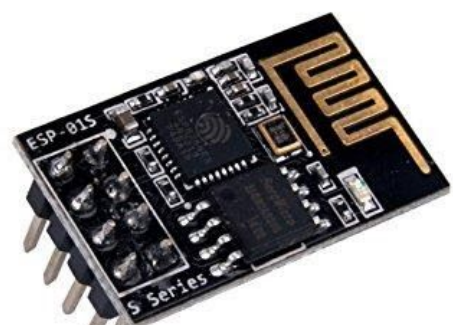
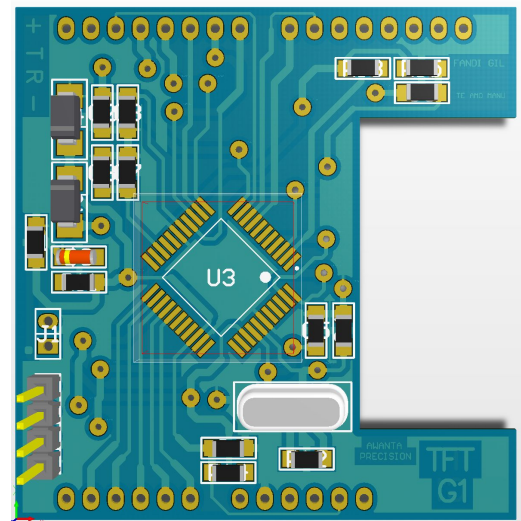
Uno de ellos es el botón de "Wifi" que nos permite elegir a qué red se quiere conectar el usuario entre las 5 con más fuerza de señal y luego ingresar la contraseña.

En segundo lugar tenemos el botón SOS. Dicho mecanismo se pensó para el caso de que el paciente se caiga o sufra algún accidente, le sea sencillo pedir ayuda. Al tocar SOS, le llegará tanto al médico como al familiar de confianza un correo avisando el imprevisto

También tenemos una pantalla para seleccionar la regularidad de sensado. En esta pantalla la cual se accede por el botón CFG(configuración) se le permitirá al usuario elegir el tiempo el cual desea que se midan los distintos signos vitales.

Por último, el botón MTR (mediciones en tiempo real) permitirá el sensado de signos vitales a voluntad. Con solo tocar la opción, se podrá medir instantáneamente el signo vital elegido.

ESP8266: Se utilizó un módulo ESP8266 para la conexión inalámbrica de la pulsera, suministrando mediciones a la base de datos alojada en un servidor, a su vez registramos las mediciones realizadas en él mientras no se tiene conexión a WiFi utilizándolo como memoria con un buffer de entrada de



máximo 20 mediciones (soportando: parámetro, valor 1 ,valor 2, fecha y hora).

Decidimos no utilizarlo superficialmente con comandos AT sino inyectarle un firmware de nuestra autoría de modo de conseguir un soporte más personalizado.

Es el encargado también de proveer comunicación con el exterior al dispositivo. Tanto en el MCU general como en el ESP tienen cargados en los mismos un “glosario” con los códigos de comunicación. Es decir que ambos se enviarán información que ya esté pautada anteriormente. Esto se hizo para que no surja un error a la hora de comunicarse información que no sepan procesar.

Una vez conectado al Wifi, el módulo ESP cargará los datos que el MCU general le comunique y actualizará el estado de las redes de Wifi cercanas.

El módulo presenta de por sí problemas de estabilidad y requiere una tensión de alimentación precisa y totalmente constante, de no ser así se corre el riesgo de que ocurra un reset lo que conduce a una pérdida de datos almacenados en él.

El resultado fue un excelente desempeño sacrificando estabilidad del mismo, que puede corregirse pero llevará tiempo debido que el dispositivo sufre resets cuando se le asignan tareas complejas, por lo que para su corrección se debe buscar la manera de hacer las tareas de manera más sencilla y sin incompatibilidades. Por medio del mismo nos conectamos a un archivo .php alojado en el mismo servidor, al cual se le proporciona los parámetros hasta el momento medidos.

| Sistema | Lenguaje | Descripción de funcionamiento | Interfaces con otros módulos / sistemas |
|----------------------------------|----------|--|--|
| Acondicionamiento de las señales | C | A partir de las distintas señales obtenidos por los sensores era necesario el correcto análisis de cada una de ellas como a su vez el correcto filtrado de lo que podía ser ruido o movimiento del paciente. | Usado para pulso, saturación de oxígeno en sangre y presión. |
| Lectura de la temperatura | C | Para la medición de la temperatura usamos dos sensores de digitales como son los ds18b20 y para la lectura de los mismo fue estrictamente necesario el uso de un microcontrolador. | |
| Controlador de la pantalla TFT | C | Rutinas de escritura para el controlador SPFD5408 y lectura de la película táctil del módulo | Comunicación con la unidad general. |

| | | | |
|---|----------------------|--|---|
| Módulo wifi | C++,C | Firmware adyacente que permite además de la utilización de las prestaciones de conectividad, utilizar las propiedades del microcontrolador embebido. | Comunicación con la unidad general, y proporcionamiento de conectividad a todo el equipo. |
| Base de Datos | Mysql | Base de datos alojada en servidor DNS , de la cual se puede acceder de múltiples formas. | |
| Aplicación de Sistema | Java | Aplicación diseñada en NetBeans y programada en JAVA, coordinando con la base de datos | Base de datos |
| Web receptora de datos alojada en una DNS | PHP, HTML, C++ | Receptora global de datos | Módulo WiFi |
| Aplicación de celular | Android Studio, Java | | |

6. Especificaciones Funcionales

6.A Nivel de Operación

El dispositivo tiene varios niveles operativos. El momento de mayor exigencia es el cual está funcionando el tensiómetro, llegando a consumir 600mA~. Pero este no es el límite, es una condición normal como cualquier otra. La fuente switching está diseñada para soportar cargas muy demandantes sin problemas.

El único límite que puede llegar a tener es sobre la batería. Siempre cuando esté arriba de un determinado nivel de tensión (3.650V) se podrá utilizar sin problemas. Bajando los 3.65V hay que tomar precauciones y avisar que debe cargar el dispositivo. En caso de bajar los 3.6075V, se apagará inmediato.

6.B Plan de Mantenimiento

El dispositivo fue pensado pensado modularmente por sus muy evidentes ventajas, entre las cuales está el rápido y simple reemplazo de módulos , simplemente se debe realizar un nuevo diseño si es necesario pero manteniendo el pinout del mismo, y colocarlo en la mother. Dado que si se quema por alguna razón cualquiera de los módulos además de no afectar al resto del circuito por tener alimentaciones separadas, simplemente se fabrica uno igual y se resuelve.

A su vez, se busco un tensiómetro de ficha universal para que el mismo sea compatible con la mayoría de brazaletes en el mercado.

Por último ante cualquier ruptura de la carcasa del dispositivo, se puede proceder a su rápida reimpresion y posteriormente a su reemplazo.

7. Anexo Plan de Diseño

| Nombre de tarea | Duration | Start | Finish |
|--|----------|--------------|--------------|
| Inicio del proyecto | 0 days | Tue 19/09/17 | Tue 19/09/17 |
| Cálculo de la fuente sw | 5 days | Tue 19/09/17 | Mon 25/09/17 |
| Simulación de la fuente sw | 3 days | Tue 26/09/17 | Thu 28/09/17 |
| Diseño del cargador | 5 days | Fri 29/09/17 | Thu 05/10/17 |
| Investigación y selección de sensores | 3 days | Tue 19/09/17 | Thu 21/09/17 |
| Diseño del circuito de pulso | 4 days | Fri 22/09/17 | Wed 27/09/17 |
| Pruebas en protoboard del pulso | 7 days | Thu 28/09/17 | Fri 06/10/17 |
| Investigación acerca del oxímetro | 3 days | Fri 22/09/17 | Tue 26/09/17 |
| Diseño del circuito del oxímetro | 4 days | Wed 27/09/17 | Mon 02/10/17 |
| Pruebas en protoboard del oxímetro | 7 days | Tue 03/10/17 | Wed 11/10/17 |
| Diseño del modelo de medición de temperatura | 5 days | Fri 29/09/17 | Thu 05/10/17 |
| Armado del modelo de temperatura | 4 days | Fri 06/10/17 | Wed 11/10/17 |
| Prueba del modelo de temperatura | 7 days | Thu 12/10/17 | Fri 20/10/17 |
| Desarmado de tensiometro e investigación del mismo | 5 days | Fri 22/09/17 | Thu 28/09/17 |
| Diseño de un modulo para tomar la presión | 4 days | Fri 29/09/17 | Wed 04/10/17 |
| Pruebas del modelo de presión | 5 days | Thu 05/10/17 | Wed 11/10/17 |
| Investigación acerca del modulo wifi | 3 days | Tue 19/09/17 | Thu 21/09/17 |
| Pruebas del módulo wifi | 4 days | Fri 22/09/17 | Wed 27/09/17 |
| Diseño del programa para acceder al dispositivo | 12 days | Tue 19/09/17 | Wed 04/10/17 |
| Prueba del programa | 4 days | Thu 05/10/17 | Tue 10/10/17 |

| | | | |
|---|---------|--------------|--------------|
| Adaptar el programa con el módulo wifi | 2 days | Wed 11/10/17 | Thu 12/10/17 |
| Investigación sobre el giroscopio | 4 days | Tue 19/09/17 | Fri 22/09/17 |
| Pruebas en protoboard del giroscopio | 6 days | Mon 25/09/17 | Mon 02/10/17 |
| Pruebas de la fuente sw con carga simulada | 4 days | Fri 29/09/17 | Wed 04/10/17 |
| Programa para llevar la medición del pulso | 10 days | Mon 09/10/17 | Fri 20/10/17 |
| Programa para llevar la medición del oxímetro | 10 days | Thu 12/10/17 | Wed 25/10/17 |
| Programa para llevar la medición de la presión | 7 days | Thu 12/10/17 | Fri 20/10/17 |
| Diseño del modelo brazalete | 10 days | Tue 19/09/17 | Mon 02/10/17 |
| Diseñar plaqueta pulso | 4 days | Mon 09/10/17 | Thu 12/10/17 |
| Diseñar plaqueta temperatura | 4 days | Mon 23/10/17 | Thu 26/10/17 |
| Diseñar plaqueta presión | 4 days | Thu 12/10/17 | Tue 17/10/17 |
| Diseñar plaqueta fuente sw | 4 days | Fri 29/09/17 | Wed 04/10/17 |
| Investigación acerca de librerías de tft | 20 days | Tue 19/09/17 | Mon 16/10/17 |
| Pruebas de programas en la tft | 7 days | Tue 17/10/17 | Wed 25/10/17 |
| Acondicionamiento de la señal del pulso y oximetría | 6 days | Thu 12/10/17 | Thu 19/10/17 |
| Prueba de las distintas placas entre sí | 2 days | Tue 31/10/17 | Wed 01/11/17 |
| Montado de las placas en el brazalete | 5 days | Thu 02/11/17 | Wed 08/11/17 |
| Impresión del brazalete | 16 days | Tue 03/10/17 | Tue 24/10/17 |
| Expo Pio | 1 day? | Sat 11/11/17 | Sat 11/11/17 |