



Instituto Tecnológico de Buenos Aires

INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA II 16.18

PROYECTO ENZOF

Electro Nerve Zone Fatigue

PROFESORES:

Darío Szlain

Máximo Flugelman

Lourdes María Hirschson Alvarez Prado

GRUPO 2:

Luca Chiaro 61355

Esteban Gutiérrez 61080

Camila Sobrino 61585

Fecha de entrega: 15 de Febrero 2024

Índice

1. Introducción	3
2. Propuesta	3
3. Objetivos	3
4. Desarrollo	4
4.1. Usuario	4
4.2. Circuito electrónico	4
4.3. Conversión analógico a digital	5
4.4. Aplicación móvil	7
4.4.1. Iniciar Sesión	7
4.4.2. Menú principal	7
4.4.3. Iniciar registro de la señal	7
4.4.4. Calibración	8
4.4.5. Historial	8
4.4.6. Seguimiento	8
4.4.7. Información	9
5. Procesamiento de la señal	9
5.1. Acondicionamiento de la señal	9
5.2. Adquisición de características	10
5.3. Calibración	11
6. Base de datos	11
7. Conclusión	11
8. Bibliografía	12
9. Anexo	14

Resumen

Desde hace varios años la fatiga muscular se convirtió en uno de los principales temas investigados dentro del área de fisiología del deporte debido a que es un antecedente a calambres o lesiones musculares. Si bien ya existen técnicas para identificar la fatiga muscular y tratarla, estas se hacen dentro de entornos profesionales, como hospitales o centros de kinesiología. Por este motivo, el objetivo del siguiente proyecto es desarrollar una aplicación capaz de detectar la presencia de fatiga muscular, permitiendo a los pacientes compartir datos con su kinesiólogo sobre su progreso desde sus hogares, sin necesidad de ir regularmente al centro de kinesiología. Además, esta aplicación también será útil para deportistas aficionados que deseen llevar un registro de su progreso en un entrenamiento específico.

1. Introducción

La fatiga muscular se define como la incapacidad total o parcial del músculo esquelético de generar un nivel de fuerza muscular y de mantener cierta intensidad de ejercicio en el tiempo, causando una disminución en la velocidad y un aumento del tiempo de relejación. El entrenamiento físico regular y adecuado permite que los músculos se adapten, mejorando la capacidad muscular y permitiendo una mayor resistencia a la fatiga. Se ha observado que la presencia de fatiga muscular es un antecedente de calambres o lesiones musculares, y que luego de una lesión muscular esta suele aparecer, disminuyendo a medida que el músculo se recupera.

Si bien la fatiga muscular tiene una gran variedad de consecuencias como dolor de articulaciones, aumento del ritmo cardíaco, falta de coordinación y fuerza, molestias y dolor generalizado, entre otras, es difícil darse cuenta por uno mismo cuando esta comienza a presentarse. Es por esto la importancia de un dispositivo que permita la identificación de la fatiga muscular de forma sencilla y accesible para todos, permitiendo que la persona tome las precauciones necesarias a tiempo para evitar lesiones musculares. En caso de presentar fatiga muscular, se suele recomendar reducir el esfuerzo físico durante el entrenamiento, dormir mejor durante la noche, aumentar la cantidad de carbohidratos en la dieta, realizarse masajes con cremas que relajan los músculos o consumir suplementos como vitamina D que ayudan a la relajación.

La fatiga muscular se puede medir a partir de la adquisición de una señal electromiográfica (EMG), dado que las células musculares generan corriente eléctrica cuando el músculo se contrae, lo cual se puede detectar y medir a partir de electrodos colocados en la piel, para luego procesar y obtener información acerca de si la persona presenta o no fatiga muscular en determinado músculo del cuerpo. Es por esto que a partir de la adquisición de este tipo de señales, se propone el desarrollo de una aplicación que permita su adquisición y posterior procesamiento, para brindarle al usuario información acerca de su condición en diferentes partes del cuerpo.

2. Propuesta

La aplicación móvil EnzoF le permite al usuario de forma sencilla y fácil obtener información acerca de su capacidad muscular, indicando la presencia de fatiga muscular, o no, luego de realizar determinado ejercicio. La idea es que la aplicación sea una herramienta para pacientes con lesiones musculares que estén realizando un tratamiento de recuperación, de modo que puedan compartir la información obtenida con la aplicación con su kinesiólogo, quien podrá tener un mayor control de la recuperación muscular del paciente, sin la necesidad de que este vaya con regularidad al centro de kinesiología o al hospital. Por otro lado, se busca que también sea una herramienta para aquellos deportistas aficionados que desean tener un seguimiento de su capacidad muscular. Por ejemplo, al poder comparar si mejoraron su resistencia a la fatiga muscular luego de un entrenamiento, o para en caso de presentar fatiga muscular tomar precauciones en su entrenamiento, evitando tener una lesión muscular.

3. Objetivos

A partir de lo trabajado durante la cursada de la materia Instrumentación Biomédica II, se han identificado diversos problemas y posibles mejoras para el proyecto EnzoF. Con el objetivo de lograr una mejor funcionalidad y usabilidad de la aplicación, se han establecido los siguientes objetivos para su entrega final:

1. **Mejorar la adquisición de la señal:** Se busca revisar y optimizar la adquisición de la señal de EMG en tiempo real.
2. **Mejorar el diseño:** Aunque se trate de un prototipo, se establece como objetivo la propuesta de un diseño ergonómico que permita al usuario transportar y utilizar el hardware necesario de manera más cómoda y eficiente.
3. **Incorporación de contracciones estáticas y músculos:** Actualmente la medición de la fatiga se realiza exclusivamente mediante ejercicios de contracciones cíclicas para los músculos bíceps, tríceps y cuádriceps. Se propone añadir la medición utilizando contracciones estáticas, junto con una guía de ayuda que incluya mayor variedad de músculos.

4. **Calibración personalizada:** En la versión actual, la detección de fatiga muscular se basa en dos parámetros. Estos dos parámetros, disminución de la frecuencia media y aumento de la raíz de la media cuadrática de la señal EMG obtenida, tienen valores fijos recuperados de ensayos científicos. Se propone incorporar una opción de calibración que permita ajustar estos parámetros de manera personalizada para cada músculo en particular.
5. **Resultados:** Actualmente, para que el usuario pueda evaluar su progreso en cuanto a fatiga muscular, debe revisar individualmente los resultados de cada sesión en el historial de la aplicación. Con el objetivo de facilitar el seguimiento de los resultados, se propone incluir una sección de seguimiento que permita observar un resumen del rendimiento a lo largo del tiempo de manera más sencilla.
6. **Comunicación con el kinesiólogo:** Se plantea la incorporación de una opción que permita al usuario enviar los resultados de las sesiones al kinesiólogo, facilitando una comunicación más fluida y efectiva entre el paciente y el profesional de salud.

4. Desarrollo

A continuación se explicarán cada uno de los módulos funcionales que componen el proyecto EnzoF, tanto en su versión original como con las mejoras implementadas para la entrega final del proyecto. En la Figura 1, se puede observar el diagrama de bloques del proyecto, con los módulos que lo conformen y las relaciones que existen entre estos. Además, en azul se pueden observar los objetivos que se trabajarán en cada uno de estos, siguiendo la numeración de la sección 3

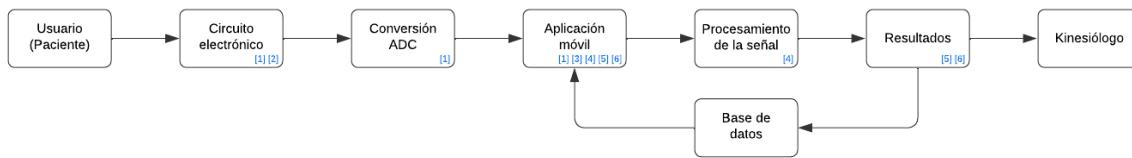


Figura 1: Diagrama de bloques de los principales módulos que componen el proyecto y los objetivos que se trabajarán en cada uno de estos según lo mencionado en la sección de objetivos

4.1. Usuario

Como se ha mencionado anteriormente el usuario de la aplicación es aquella persona interesada en tener un seguimiento de su rendimiento durante el entrenamiento físico, así como pacientes en proceso de recuperación muscular. En la versión anterior de la aplicación, se tomaba en cuenta principalmente a los usuarios con lesiones localizadas en los brazos o piernas, debido a que solo se daban indicaciones para los bíceps, tríceps y cuádriceps. Sin embargo, con el objetivo de abarcar un mayor número de usuarios, se han agregado mayor cantidad de músculos, para de esta forma poder atender las necesidades de aquellos usuarios que realizan deportes que trabajan otros músculos, o que presentan una lesión en estos.

La aplicación permite un seguimiento remoto de la recuperación muscular por parte del kinesiólogo, al permitir que el paciente realice ejercicios desde la comodidad de su casa, y envíe los resultados al profesional, lo cual reduce la necesidad de visitas frecuentes al consultorio. Con el objetivo de que sea algo sencillo y no tedioso, el proceso es simple, el usuario solo debe colocarse los electrodos y realizar un ejercicio siguiendo las indicaciones dadas por la aplicación, lo cual permite la medición de la actividad muscular, y su posterior procesamiento para determinar la presencia o ausencia de fatiga muscular.

4.2. Circuito electrónico

En la Figura 2 se puede observar el esquema del circuito electrónico necesario para la adquisición y transmisión de la señal. En primer lugar, los electrodos conectados al paciente envían la señal de corriente hacia un módulo de

EMG AD8226-based a través de un puerto Jack. Dicho módulo está alimentado por una fuente partida construida por dos pilas de 9V conectadas en serie. El polo positivo de dicha fuente es conectado al PIN +VS del módulo mientras que el negativo al PIN -Vs. Por otro lado, la tierra de la fuente, que consiste en el punto de referencia tomado en la conexión de las dos baterías (es decir, se contruye al poner al mismo potencial el polo negativo de la pila cuyo polo positivo se conecta a +VS; y el polo positivo de la pila cuyo polo negativo se conecta a -VS), es conectado al PIN GND. Por otro lado, el PIN SIG, que corresponde al output del EMG, se conecta al A0 del módulo Arduino; mientras que el segundo PIN GND es conectado al PIN GND del módulo Arduino.

El Arduino recibe la señal analógica del EMG y la convierte en digital, lo cual se detalla en la siguiente sección. Luego envía los valores obtenidos al módulo de Bluetooth HC-05, que permite la transmisión inalámbrica de los datos hacia la aplicación.

Para lograr un diseño más cómodo y portable para el usuario, se ha optado por el uso de una mini protoboard en lugar del protoboard previamente utilizado, dado que este era de mayores dimensiones. Se puede ver de la Figura 3 la comparación en las dimensiones nuevas con las previas, optimizando el espacio.

Con el objetivo de facilitar la sincronización de la aplicación con el módulo Bluetooth, se ha configurado este último en modo maestro, Figura 4, para que aparezca con el nombre de la aplicación "ENZOF" y con la contraseña "2023", lo cual se indica en la sección de información de la aplicación. Posteriormente, el módulo Bluetooth se coloca nuevamente en modo esclavo para el envío de datos, cuya conexión puede ser observada en la Figura 2.

4.3. Conversión analógico a digital

En esta sección se ve reflejado una de las mejoras realizadas para una mejor adquisición de la señal. Se utiliza para esto el Arduino Leonardo con microcontrolador ATmega32u4 que contiene un conversor analógico a digital (ADC) de 10 bits.

Para explicar la mejora realizada en este aspecto se comentará de a partes el script de Arduino utilizado:

Como se puede ver del código a continuación, inicialmente se incluyen las librerías utilizadas, agregando como nueva la TimerThree.h utilizada para generar las interrupciones cada 1 milisegundo (1kHz). Se escogió cambiar las interrupciones manuales a la de la librería debido a su fácil uso, robustez y eficiencia. Luego se puede ver que se ha modificado el tamaño del buffer que almacena los datos (de 100 a 10), esto se debe a que con un buffer de mayor tamaño los datos pueden tardar más tiempo en ser procesados y transmitidos, por ende con uno más pequeño los datos se transmiten a la aplicación mediante BT más rápidamente, siendo fundamental en el proyecto ya que necesitamos respuestas en tiempo real.

```
#include <SoftwareSerial.h>
#include <TimerThree.h>
SoftwareSerial blue(10, 11);
#define BUFFER_SIZE 10
int adcValue;
int bufferM[BUFFER_SIZE];
bool bufferFlag = false;
bool sendFlag = false;

void setup() {
    pinMode(A0, INPUT);
    Serial.begin(9600);
    blue.begin(9600);
    EICRA &= ~(1 << ISC01);
    Timer3.initialize(1000);
    Timer3.attachInterrupt(Muestreo);
}
```

```
void Muestreo() {
    EICRA |= (1 << ISC01);
}
```

Podemos ver también que dentro de la función setup() se hace el seteo del primer bit de EICRA en 0. Se utiliza este registro como una flag interno del Arduino, que luego será explicada. Cada vez que se da la interrupción mediante la función Timer3.initialize() se llama la función Muestreo() donde en la misma se modifica el bit ISC01 del registro EICRA en 1.

Podemos ver a continuación la función loop() del código utilizado:

```
void loop(){
    static unsigned int pos = 0;
    if (blue.available()) {
        char signal = blue.read();
        Serial.println(signal);
        if (signal == '1')
        {
            sendFlag = true;
        } else if(signal != '1'){
            sendFlag = false;
        }
    }
    if(EICRA & (1 << ISC01)){
        bufferM [ pos ] = analogRead(A0);

        pos += 1;
        if (pos == BUFFER_SIZE){
            bufferFlag = true;
            pos = 0;
        }
        EICRA &= ~(1 << ISC01);
    }
    if (sendFlag && bufferFlag)
    {
        for (unsigned int i=0; i<BUFFER_SIZE; i++)
        {
            byte highByte = bufferM [ i ] & 0xFF;
            byte lowByte = (bufferM [ i ] >> 8) & 0xFF;
            blue.write(highByte);
            blue.write(lowByte);
        }
        bufferFlag = false;
    }
}
```

En esta parte del código se ven dos grandes modificaciones con respecto a la configuración del Arduino pasado. Una de esas modificaciones fue la implementación del flag “sendFlag” utilizada para controlar el flujo del programa, lo cual antes no se tenía en cuenta. Como se puede ver del código, el Arduino recibe mediante BT una señal igual a 1 el cual cambia el valor booleano del sendFlag a true, generando así la lectura de los datos analógicos provenientes del EMG, y deteniéndose cuando este recibe una señal distinta a 1. Esto asegura que la lectura y transmisión de datos se genere únicamente cuando sea necesario, sin necesidad de utilizar recursos de manera innecesaria.

El segundo gran cambio, y tal vez el más significativo, es la división de lectura del ADC en dos bytes. Como el ADC del Leonardo es de 10 bits y generalmente el módulo de BT envía valores de a bytes (8 bits) la división es fundamental. Para esto se divide cada lectura en un byte alto y un byte bajo como se puede ver del código, y

cada byte es enviado mediante BT a la aplicación donde se generó un nuevo código de Android para recibir estos y unirlos en un solo valor. Haciendo esto aseguramos que algunos de los bits no se pierdan durante la transmisión. Así mismo, sin hacer esto puede haber problemas de sincronización e interpretación de los datos donde el receptor puede interpretar incorrectamente los bits adicionales o puede interpretar los bits recibidos de manera incorrecta.

Así mismo se puede ver la utilización del registro EICRA mencionado anteriormente. Por cada interrupción se cambia el primer bit a 1, permitiendo así la lectura de un dato analógico, cambiando nuevamente el valor de ISC01 a 0, necesitando una nueva interrupción para poder leer otro valor del EMG. Este enfoque garantiza que se realice una lectura de dato analógico en cada interrupción generada por el temporizador.

Hecho esto, se comprobó el correcto funcionamiento del código de Arduino nuevo, y se mostró una correlación entre lo graficado en el Serial Plotter de Arduino y lo graficado en tiempo real en la aplicación. Se puede observar de la Figura 5 la correspondencia del gráfico de la aplicación con la del Serial Plotter de Arduino.

4.4. Aplicación móvil

Dado que en Argentina se estima que más del 90 % de los usuarios tienen un celular con el sistema operativo Android, se decidió desarrollar una aplicación para este sistema operativo utilizando el entorno de desarrollo Android Studio, el cual utiliza como lenguaje de programación java.

4.4.1. Iniciar Sesión

Al abrir la aplicación lo primero que se pide es un correo electrónico y una contraseña, de forma que la persona pueda acceder desde cualquier teléfono android al registro de sus mediciones, o que desde un mismo teléfono puedan utilizar la aplicación distintas personas sin que haya confusiones con las mediciones. En caso de que sea la primera vez que se usa la aplicación, la persona se puede registrar, cuyos datos se guardarán en la base de datos explicada en la sección 6. La interfaz de la aplicación en estas etapas se pueden observar en el anexo, en la Figura 6a y 6b.

4.4.2. Menú principal

Una vez que el usuario inicie sesión, accederá al menú principal de la aplicación, el cual se puede observar en la Figura 6c. En este se puede elegir iniciar el registro de la señal, realizar la calibración, revisar el historial de sesiones o el seguimiento de las distintas sesiones, y además leer información acerca de la aplicación.

4.4.3. Iniciar registro de la señal

En la versión anterior el usuario para iniciar el registro de la señal debía elegir entre tres músculos posibles (bíceps, tríceps, cuádriceps), y para cada uno de estos se le mostraba un video de un ejercicio de contracciones cíclicas. Además, para saber como se colocaban los electrodos en dicho músculo debía ir a la sección de guía.

En la nueva versión, antes de iniciar el registro, el usuario debe elegir entre 12 opciones diferentes de músculos a trabajar, como se muestra en la Figura 7. Para evitar confusiones, al seleccionar un músculo, se muestra en pantalla el esquema del cuerpo humano con el músculo seleccionado en color, lo cual ayuda a evitar posibles malentendidos por parte del usuario. Además, la aplicación garantiza que haya una zona corporal seleccionada cuando el usuario presiona el botón "continuar". En caso contrario, se le indica al usuario que debe seleccionar al menos uno para continuar.

La próxima interfaz que se le presenta al usuario consiste en una imagen de la zona corporal seleccionada con la ubicación de los electrodos. Además, a diferencia de la versión anterior, se le pide especificar el lado corporal, con el objetivo de garantizar un adecuado almacenamiento de la información y permitir un seguimiento preciso de cada uno de los músculos. Dado que antes, al no especificar el lado del cuerpo, se podían generar confusiones en caso de que el usuario trabajará sobre el músculo izquierdo y/o derecho, ya que estos pueden presentar un rendimiento diferente debido al entrenamiento o lesiones. En la Figura 8 se pueden observar la interfaz según la zona corporal seleccionada.

Una vez elegido el lado corporal, el usuario puede continuar y seleccionar el tipo de ejercicio que desea realizar realizar. Anteriormente, la aplicación se limitaba a ejercicios de contracciones cílicas, con uno para cada tipo de músculo. Sin embargo, ahora se brinda al usuario la posibilidad de optar entre ejercicios de contracciones cílicas o estáticas, con el objetivo nuavemente de ampliar las posibilidades para llegar a mayor número de usuarios.

Por otro lado, se ha decidido implementar distintos ejercicios para cada zona corporal en caso de que el usuario decida realizar ejercicios de contracciones cílicas sin cargo debido a su condición física o por la recomendación de su kinesiólogo. La razón de aplicar otro tipo de ejercicio se debe a que al no haber carga, se aconsejan otros tipos de ejercicio que permitan una medición adecuada del progreso. Por otro lado, para los ejercicios que involucran contracciones cílicas y estáticas con carga, se recomienda realizar el mismo ejercicio con la diferencia que en las contracciones estáticas el usuario debe mantener una posición determinada, mientras que en las cílicas debe repetir el movimiento. En estos, se verifica que el usuario haya seleccionado un peso que puede ir entre 0 y 22 kilos antes de continuar. La Figura 9 muestra un ejemplo de esta interfaz aplicada al músculo abdominal.

Una vez elegido, la siguiente interfaz es la que se encuentra en la Figura 9d, donde se lleva a cabo el registro de la señal de EMG. El primer paso para el usuario es sincronizar la aplicación con el Bluetooth, de lo contrario, no podrá iniciar el registro de la sesión. En la versión actualiza, se ha decidido simplificar el proceso al presionar el botón de Bluetooth. En lugar de mostrar una lista con los dispositivos disponibles como se hacia en la versión anterior, la aplicación busca automáticamente el dispositivo denominado ENZOF y se conecta a él, evitando posibles errores por parte del usuario.

Por otro lado, el usuario tiene la opción de visualizar en tiempo real la señal muscular, o puede elegir por ver un video que lo guíe en la realización del ejercicio. Luego de 60 segundos iniciada la medición se le indica que esta ha terminado y se le pregunta si desea guardar o no la medición. En caso de que si lo deseé, se lo lleva a la sección de historial donde se le muestran los resultados de la sesión que se detallará más adelante.

4.4.4. Calibración

Las diferentes interfaces presentadas al usuario durante el proceso de calibración se pueden observar en la Figura 10. Al igual que en el registro de la señal, se le pide al usuario la zona corporal, el lado del cuerpo y el tipo de ejercicio para el cual va a realizar la calibración. La diferencia se encuentra en que en este caso es el usuario es quien detiene la medición de la señal cuando se siente fatigado, permitiendo así obtener porcentajes personalizados sobre el momento de aparición de la fatiga. Estos porcentajes se almacenan en la base de datos según las opciones seleccionadas. Luego, si se realiza otro registro y se detecta que se ha realizado una calibración para esa misma zona corporal, lado y ejercicio, se le consulta al usuario si desea utilizar el porcentaje obtenido en la calibración o el predeterminado antes de iniciar el registro de la señal, tal como se muestra en la Figura 10.

4.4.5. Historial

En esta sección el usuario puede seleccionar una sesión realizada según la fecha y horario de realización, y acceder a la información detallada acerca del músculo, lado y ejercicio realizado, además de los resultados obtenidos durante dicha sesión. Sumado a esto, se presentan los gráficos con la regresión lineal de los datos obtenidos de los distintos indicadores utilizados para definir fatiga muscular. Estos indicadores se explicarán luego en la sección 5.2.

En la nueva versión de la aplicación, se incorpora la función de enviar un correo electrónico al kinesiólogo con los resultados de la sesión seleccionada. Para esto, el usuario solo debe ingresar la dirección de correo a la que desea enviarlos, ya sea la de su kinesiólogo o la suya propia si desea tenerlo en otro dispositivo, y se enviará automáticamente un archivo PDF que contiene una tabla detallada con la infromación y los resultados de esta, el cual se puede observar en la Figura 11 junto a la interfaz presentada en la sección de historial.

4.4.6. Seguimiento

Con el objetivo de permitir que el usuario y kinesiólogo tenga un mejor seguimiento del rendimiento se agrega la sección de seguimiento. En esta, como se puede observar en la Figura 12a el usuario debe seleccionar una o todas las zonas corporales, un lado corporal, uno o todos los tipos de ejercicio, y un rango de peso utilizado. Una vez

seleccionadas todas las variables se le permite continuar a la siguiente pantalla.

En todos los casos, lo primero que se muestra es el progreso por sesiones a través de un gráfico de barras. En este gráfico, las fechas de las sesiones realizadas se muestran en el eje X, mientras que en el eje y se representa el tiempo de aparición de la fatiga muscular en segundos, o se indica con un cero si no hay fatiga presente. De esta manera, el usuario puede observar su rendimiento a lo largo del tiempo, observando si el tiempo de aparición de la fatiga disminuye, lo que indica una mejora, o si aumenta, lo que señale un menor rendimiento. Cuando se seleccionan todos los músculos, todos los tipos de ejercicios o ambos, se distinguen las barras con diferentes colores como se observa en las Figuras 12e y 12f respectivamente. Además, al hacer clic en una fecha, se muestra el peso utilizado en esa sesión.

Por otro lado, se presenta un gráfico que muestra el porcentaje de sesiones en las que presentó fatiga muscular, así como el porcentaje de aquellas en las que no se observó fatiga. Además, al seleccionar todos los tipos de músculos, el usuario puede observar un gráfico como el que se muestra en la Figura 12h, que representa el porcentaje de los diferentes músculos trabajados a lo largo del tiempo. De manera similar, al elegir todos los tipos de ejercicios, se muestra un gráfico como el de la Figura 12i, que ilustra el porcentaje de ejercicios realizados en las sesiones.

Por último, al igual que en la sección de historial, el usuario tiene la opción de enviar por correo electrónico los resultados mostrados en pantalla, de forma automática al ingresar la dirección de correo deseada. En este correo se adjunta un archivo PDF que contiene una tabla con la información de todas las sesiones seleccionadas, como se muestra en la Figura 12c. Además, se incluye la imagen de todos los gráficos visualizados en pantalla.

4.4.7. Información

En esta se encuentran distintas preguntas con sus respuestas que pueden ser útiles para el usuario, como por ejemplo, qué hace ENZOF, cuándo se debe usar, qué se necesita para realizar la medición, cuál es el peso adecuado para realizar los ejercicios, con qué regularidad debe realizar las mediciones y cómo conectar el módulo de bluetooth.

5. Procesamiento de la señal

5.1. Acondicionamiento de la señal

Luego de que la señal fuese adquirida en su totalidad por el EMG y enviada a través de BT al móvil, se procede con el procesamiento de la señal previo a la adquisición de características.

Como primera medida se elimina la media de la señal obtenida, con el fin de eliminar cualquier tipo de sesgo que se encuentra en la misma, centrando la señal en 0.

Luego se aplica un filtro pasa banda Butterworth de tipo 4. Las frecuencias de corte seleccionadas fueron de 30 hz y 500 hz. Se eligieron estas frecuencias de corte ya que el espectro de potencia de una señal EMG se encuentra localizado entre los 10 y 250 Hz. Así mismo, se busca filtrar el ruido intrínsecamente inestable de la señal ocasionada por la tasa de disparo de las unidades motoras, que se encuentra entre 0 y 20 Hz, y por último, se eligieron los 500 Hz para evitar el aliasing en la señal, además de que no requerimos de la información pasado los 250 Hz aproximadamente.

Se eligió el tipo de filtrado Butterworth ya que tienen una respuesta de frecuencia suave ayudando a evitar distorsiones no deseadas en las señales de EMG. Por otra parte, estos filtros son fáciles de diseñar y ajustar según los requisitos de frecuencia deseados.

El último paso del preprocesamiento es rectificar la señal resultante del filtrado. Esto es realizado para poder calcular luego una de las características de la señal dependiente de la amplitud.

Para corroborar un correcto procesamiento se simuló una señal de sEMG en Android Studio y se hicieron los pasos mencionados anteriormente. Luego se graficaron los resultados obtenidos en Python debido a la facilidad de mostrar los datos de manera visual. De los gráficos presentes en el anexo, figura 13, se puede observar un correcto

preprocesamiento, dejando únicamente la información del rango frecuencial de los 30 a 500 Hz de la señal.

Para la simulación del filtrado y su posterior procesamiento se recolectaron señales de distintas bases de datos de sEMG, como PhysioNet, Zenodo, Mendeley, entre otros. Un ejemplo de una señal utilizada es la de un hombre de 57 años con miopatía debido a una larga historia de polimiositis, tratada eficazmente con esteroides y metotrexato a baja dosis, señal que se muestra en las figuras mencionadas en el párrafo anterior.

5.2. Adquisición de características

Luego de la adquisición y del preprocesamiento de la señal EMG se procede a la adquisición de características de la misma con el fin de obtener el veredicto final de si la persona está, o no, fatigada. Para dicho análisis se segmenta la señal adquirida en 15 ventanas de igual tamaño de muestras y se calcularán parámetros/características para cada una.

Se decidió utilizar 2 parámetros distintos para la medición de la fatiga con el objetivo de evitar un falso negativo. Es decir, para que el resultado final del análisis devuelva como resultado una fatiga muscular se debe, como mínimo, cumplir que uno de los parámetros estén en los valores predeterminados de fatiga, evitando un posible falso negativo que podría llegar a tener un único parámetro.

Los parámetros elegidos para dicho análisis son: La frecuencia media (MF) y la raíz de la media cuadrática (RMS). El parámetro MF se calcula en el dominio de las frecuencias, analizando la estimación de la densidad espectral de una señal mediante periodogramas, mientras que el RMS se analiza en el dominio temporal con los datos de la amplitud de la señal adquirida. Dichos parámetros fueron elegidos en base a los papers científicos que avalan el uso de estas como indicadores de fatiga.

La frecuencia media en cada ventana se calcula luego del filtrado pasa banda mencionado anteriormente y antes del rectificado, ya que el rectificado modifica la información de la fase de la señal generando un cambio en la densidad espectral. Siendo f_i la frecuencia i del espectro, n la cantidad de muestras del espectro y P_i la amplitud del espectro para una frecuencia i , la ecuación utilizada para dicho indicador es:

$$MF = \frac{\sum_{i=0}^n f_i P_i}{\sum_{i=0}^n P_i}$$

Para el RMS se utiliza la información de la señal rectificada, ya que nos importa el valor de la amplitud, y sus cambios, a lo largo del tiempo. Siendo x_n la amplitud de la señal para la muestra n y N la cantidad de muestras de la señal total, la ecuación para calcular dicho indicador es:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N x_n^2}$$

Para determinar un valor de fatiga muscular para los indicadores se determina un valor referencia, siendo este un promedio de los valores en las primeras tres ventanas de tiempo, y se compara ventana a ventana los indicadores.

Como parámetros default, y basándose en paper científicos, si se da que el indicador MF disminuye un 30% para los ejercicios de carga cíclica del valor referencia se considera que hay fatiga muscular. En el caso del RMS, se considera fatiga si el indicador aumenta un 30% del valor de referencia. Por otro lado, se recomienda para ejercicios de carga estática el uso de 35% para ambos indicadores. Para evitar, falsos positivos, se verifica que el indicador marque fatiga muscular en tres ventanas consecutivas para considerarse efectivamente una fatiga muscular.

Para corroborar el correcto funcionamiento de la adquisición de características se hicieron uso de señales obtenidas de bases de datos, ya mencionadas. Podemos ver de la figura 14 un ejemplo de la adquisición de las características de una señal de sEMG, con el comportamiento previsto para cada parámetro, con la conclusión final de que la señal representa una fatiga muscular debido al aumento significativo del RMS.

5.3. Calibración

Para la entrega final se adquirió la sección de calibración (4.4.4), lo cual genera que cada usuario pueda tener un porcentaje de referencia personalizado, si así lo desea. Esto puede ayudar ya que los valores de referencia default se basan en papers científicos, lo cual no garantiza que un individuo se pueda fatigar con un porcentaje menor o mayor.

Para obtener los porcentajes de calibración, tanto del indicador MF como del RMS, se debe realizar una medición como se ha explicado en la sección 4.4.4 previamente. Luego, se realiza una regresión lineal de los resultados de ambos conjuntos de datos (RMS y MF).

En el caso del RMS, lo primero que se observa es si esta tiene pendiente positiva, y luego si tiene un aumento mayor al 20%, dado que es el porcentaje a partir del cual se recomienda la presencia de fatiga. En caso de que se cumplan estas dos condiciones se calcula el aumento que tuvo a lo largo de la sesión el usuario en RMS. En el caso del MF, se realiza lo mismo con la diferencia que en lugar de aumentar, debe disminuir. Una vez obtenidos los valores se guardan en la base de datos para su posterior uso en lugar de los predeterminados, si el usuario así lo desea.

6. Base de datos

Como se comentó a lo largo el informe los resultados obtenidos, junto con la información de la calibración, medición y autenticación, se guardan en una base de datos para ser luego visualizados en la sección historial de la aplicación. La base de datos elegida para el proyecto es Firebase.

Se escogió esta base de datos, dentro de las posibles, por varias razones. Una de esas es su integración a Android Studio dando mayor comodidad para su implementación facilitando su uso. Así mismo, Firebase brinda la opción de autenticación, pudiendo registrar usuarios mediante correo electrónico y contraseña con el fin de resguardar sus datos. Otra de las ventajas de esta base de datos es su capacidad en tiempo real, ya que comparte datos entre varios dispositivos y usuarios en tiempo real. Por último, si se llegase a mover una gran cantidad de datos y usuarios, Firebase está preparado para manejar grandes volúmenes de datos con un alto tráfico de usuarios.

Se puede ver de la Figura 15a la sección de autenticación del proyecto, junto con la base en tiempo real, en la que se puede ver como los datos son guardados en registros, bajo un identificador de usuario y su fecha de medición, logrando guardar las mediciones hechas por el usuario y así poder mostrarlas luego en la sección historial de la aplicación. Para comprender el flujo de cómo se guardan los datos se puede observar la Figura 15b.

A pesar de todas las ventajas comentadas anteriormente, Firebase cuenta con una gran desventaja, ya que se necesita estar conectado a una red WiFi o datos móviles para guardar/mostrar los datos.

7. Conclusión

En esta nueva versión del proyecto EnzoF se han planteado objetivos con el fin de adaptar las métricas a cada uno de los usuarios, con el objetivo de que cada uno pueda calibrar el equipo conforme a sus características. Por otro lado, si bien se trata de un prototipo, se ha logrado modificar la disposición del hardware de manera que sea más cómodo su transporte y uso. Se añadió la opción de hacer ejercicios de tipo isométricos, es decir estáticos; por lo que se dispone de más tipos de pruebas para determinar si hay fatiga o no. Se agregaron también nuevos grupos musculares para poder ensayar, entre ellos abdominales, pectorales y dorsales. Y se cuenta con un historial de datos para cada usuario donde se dispone de datos que toman en cuenta ensayos hechos en el pasado, pudiendo mostrar en cuantos de estos se alcanzó la fatiga, por ejemplo. Por último, dado que en la última entrega no habíamos logrado una buena adquisición de la señal, en este trabajo se pudo mejorar y lograr un buen muestreo y transmisión de datos vía Bluetooth, así el funcionamiento de toda la aplicación queda totalmente adecuado.

8. Bibliografía

- A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography (Version 1.4 March 2006). (s. f.).
- Bonato, P., Roy, S., Knaflitz, M., De Luca, C. J. (2001). Time-frequency parameters of the surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48(7), 745-753. <https://doi.org/10.1109/10.930899>
- Correa-Figueroa, J. L., Morales-Sánchez, E., Huerta-Ruelas, J. A., Gonzalez-Barbosa, J., Cárdenas-Pérez, C. R. (2016). SEMG signal acquisition system for muscle fatigue detection. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*. <https://doi.org/10.17488/rmib.37.1.4>
- De Luca, C. J. (1983a). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 11(4), 251-279.
- La Electromiografía de Superficie. (s. f.). Fatiga Muscular.<https://www.peritajemedicoforeNSE.com/JOUVEN CEL31.htm>
- Martínez, J. A., Nuin, I., Fernández-Lázaro, D., Zudaire, I. A. L., Falces, J. R. (2016b). Actividad electromiográfica (EMG) durante el pedaleo, su utilidad en el diagnóstico de la fatiga en ciclistas. *Archivos de medicina del deporte: revista de la Federación Española de Medicina del Deporte y de la Confederación Iberoamericana de Medicina del Deporte*, 34(180), 217-223.
- Mecanismos implicados en la fatiga aguda. (2010). *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de La Actividad Física y El Deporte*, 10. <http://cdeporte.rediris.es/revista/revista40/artmecanismo171.htm>
- Mercer, J. A., Bezodis, N. E., DeLion, D., Zachry, T. L., Rubley, M. D. (2006). EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions? *Journal of Electromyography and Kinesiology*. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.07.002>
- Ramírez, A. M., Garzón, D. A. (2008). Análisis de sensibilidad por la colocación de los electrodos en la electromiografía de superficie (semg). *Revista Facultad De Ingenieria-universidad De Antioquia*, 46, 70-79. <http://www.scielo.org.co/pdf/rfiua/n46/n46a07.pdf>
- So, R. W., Ng, J. K., Lam, R. W., Lo, C. S., Ng, G. Y. (2009). EMG Wavelet Analysis of Quadriceps Muscle during Repeated Knee Extension Movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(4), 788-796. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31818cb4d0>
- Raez MB, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online*. 2006;8:11-35. doi: 10.1251/bpo115. Epub 2006 Mar 23. Erratum in: *Biol Proced Online*. 2006;8:163. PMID: 16799694; PMCID: PMC1455479.
- Mohamad Ishak, N. A., Khalid, P. I., Mahmood, N. H., Harun, M. (2016). DETERMINATION OF EPOCH LENGTH AND REGRESSION MODEL FOR 15-SECOND SEGMENT OF SEMG SIGNAL USED IN JOINT ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAPHY SPECTRUM AND AMPLITUDE. *Jurnal Teknologi*, 78(7-5). <https://doi.org/10.11113/jt.v78.9445>
- Kamaruddin, Nurul Asyikin, Puspa Inayat Khalid and Ahmad Zuri bin Sha'ameri. "The use of surface electromyography in muscle fatigue assessments-a review." (2015).
- Jorge Garza-Ulloa, Chapter 6 - Application of mathematical models in biomechatronics: artificial intelligence and time-frequency analysis, *Applied Biomechatronics using Mathematical Models*, Academic Press, 2018, Pages 373-524, ISBN 9780128125946, <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-812594-6.00006-8>.
- Neto OP, Christou EA. Rectification of the EMG signal impairs the identification of oscillatory input to the muscle. *J Neurophysiol*. 2010 Feb;103(2):1093-103. doi: 10.1152/jn.00792.2009. Epub 2009 Dec 23. PMID: 20032241; PMCID: PMC2822682.
- Advancer Technologies. (2016). Muscle Sensor v3 Users Manual. Recuperado de <https://github.com/AdvancerTechnologies/Muscle-Sensor-v3>

- Zenodo. (2021). Zenodo dataset [Multi-channel Surface EMG Dataset for Fatigue analysis]. Recuperado de <https://zenodo.org/record/5189275>
- Mendeley Data. (2021). HDHCSYVJBH dataset [Raw EMG data recorded from biceps femoris muscle of the rats]. Recuperado de <https://data.mendeley.com/datasets/hdhcsyvjbh/2>
- Figshare. (2023). Trained and Untrained sEMG data [Trained and Untrained sEMG data]. Recuperado de https://figshare.com/articles/dataset/Trained_and_Untrained_sEMG_data/21994592
- PhysioNet. (2009). EMGDB dataset [Examples of Electromyograms]. Recuperado de <https://physionet.org/content/emgdb>
- PhysioNet. (2022). sEMG dataset [Surface electromyographic signals collected during long-lasting ground walking of young able-bodied subjects]. Recuperado de <https://physionet.org/content/semg/1.0.0/>
- Bolaños DJ. (s.f.). ConfigHC05. Recuperado de <https://www.bolanosdj.com.ar/MOVIL/ARDUINO2/ConfigHC05.pdf>
- Naylamp Mechatronics. (2023, 15 de mayo). Configuración del módulo Bluetooth HC-05 usando comandos AT [Página web]. Recuperado de https://naylampmechatronics.com/blog/24_configuracion-del-modulo-bluetooth-hc-05-usando-comandos-at.html
- Material de la cátedra Procesamiento de Señales Biomédicas, ITBA. 2C 2022.
- Forbes Argentina. El Mobile Gaming penetra cada vez más fuerte en Argentina: los números detrás del fenómeno. 19 Diciembre de 2023. Recuperado de <https://www.forbesargentina.com/innovacion/la-ia-sombra-sobre-democracia-creciente-amenaza-elecciones-mundiales-n47920>

9. Anexo

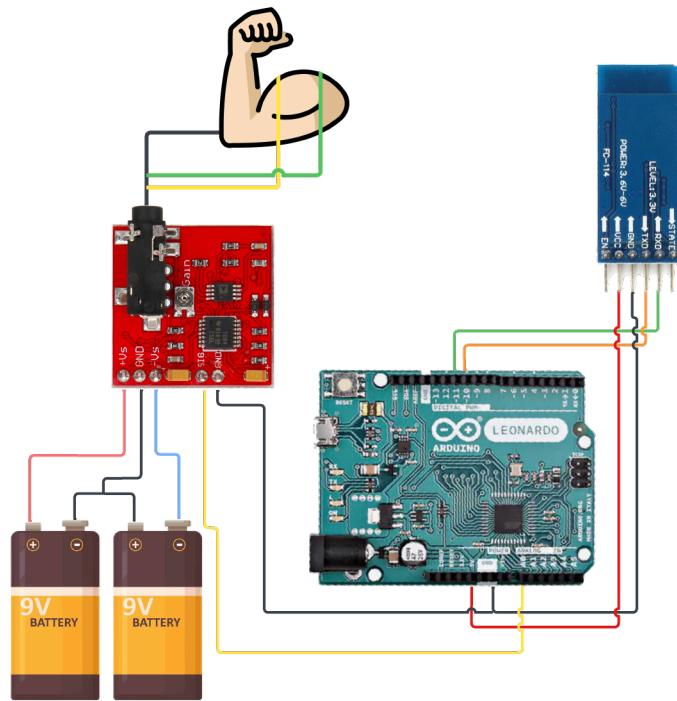
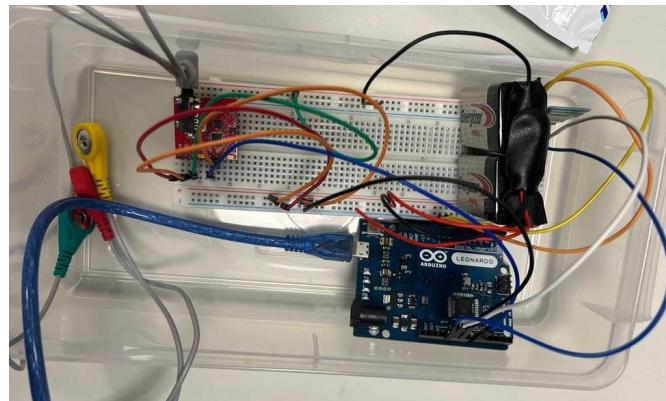
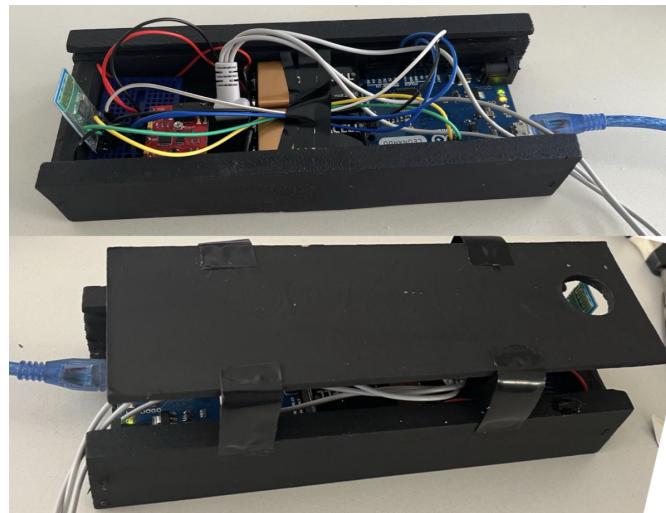


Figura 2: Esquema del circuito electrónico necesario para la adquisición y transmisión de la señal



(a) Circuito electrónico previo



(b) Circuito electrónico nuevo.

Figura 3: Comparación entre los circuitos electrónicos previo y nuevo.

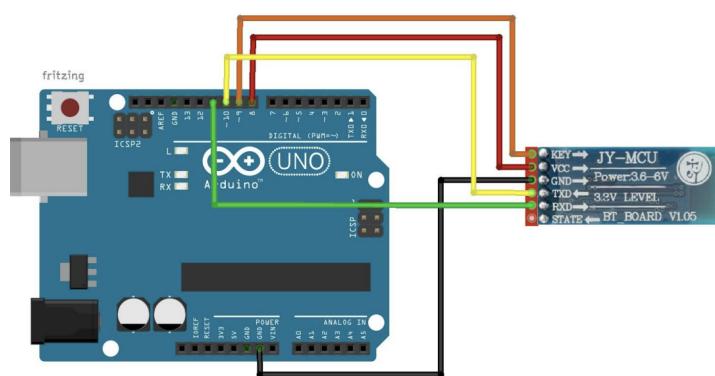


Figura 4: Esquema de HC05 en configuración modo maestro.



Figura 5: Gráfico de la App correspondido con el Serial Plotter de Arduino.

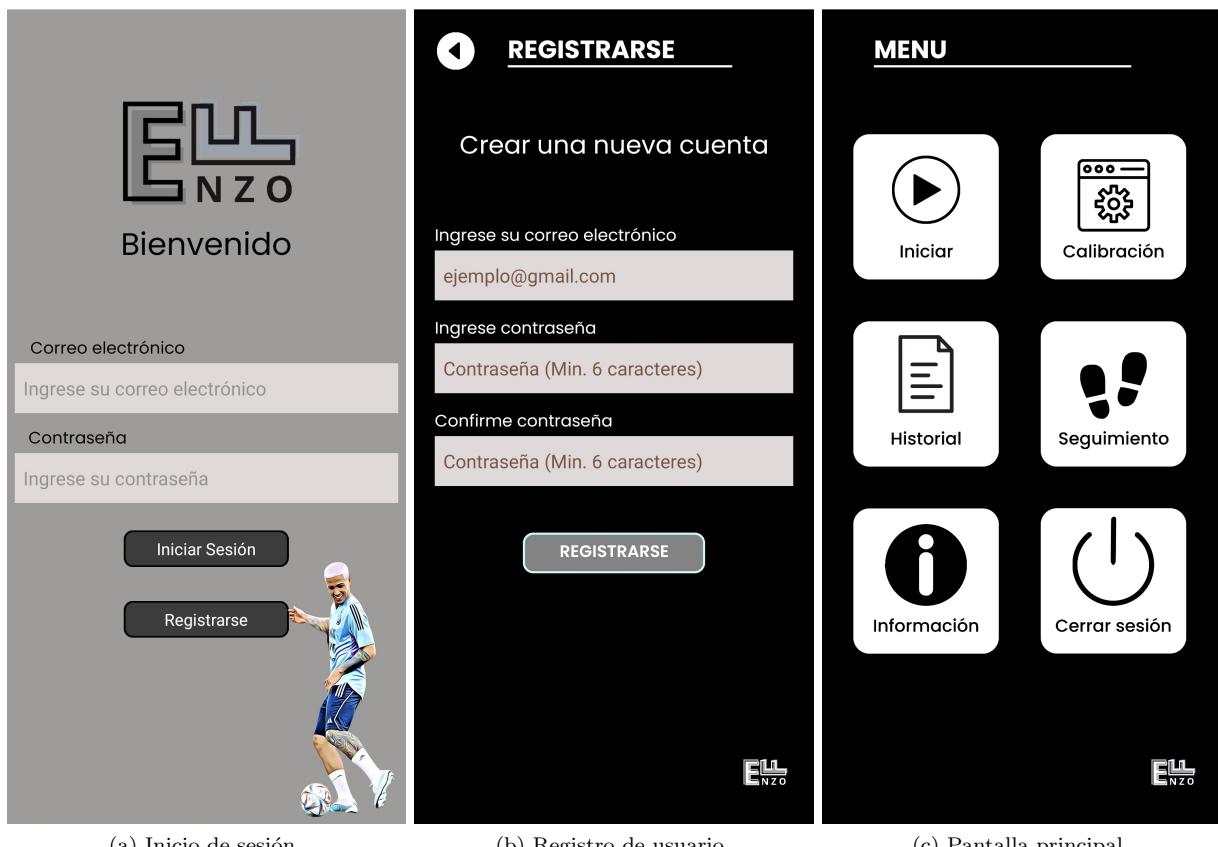


Figura 6: Inicio de sesión y menú de EnzoF

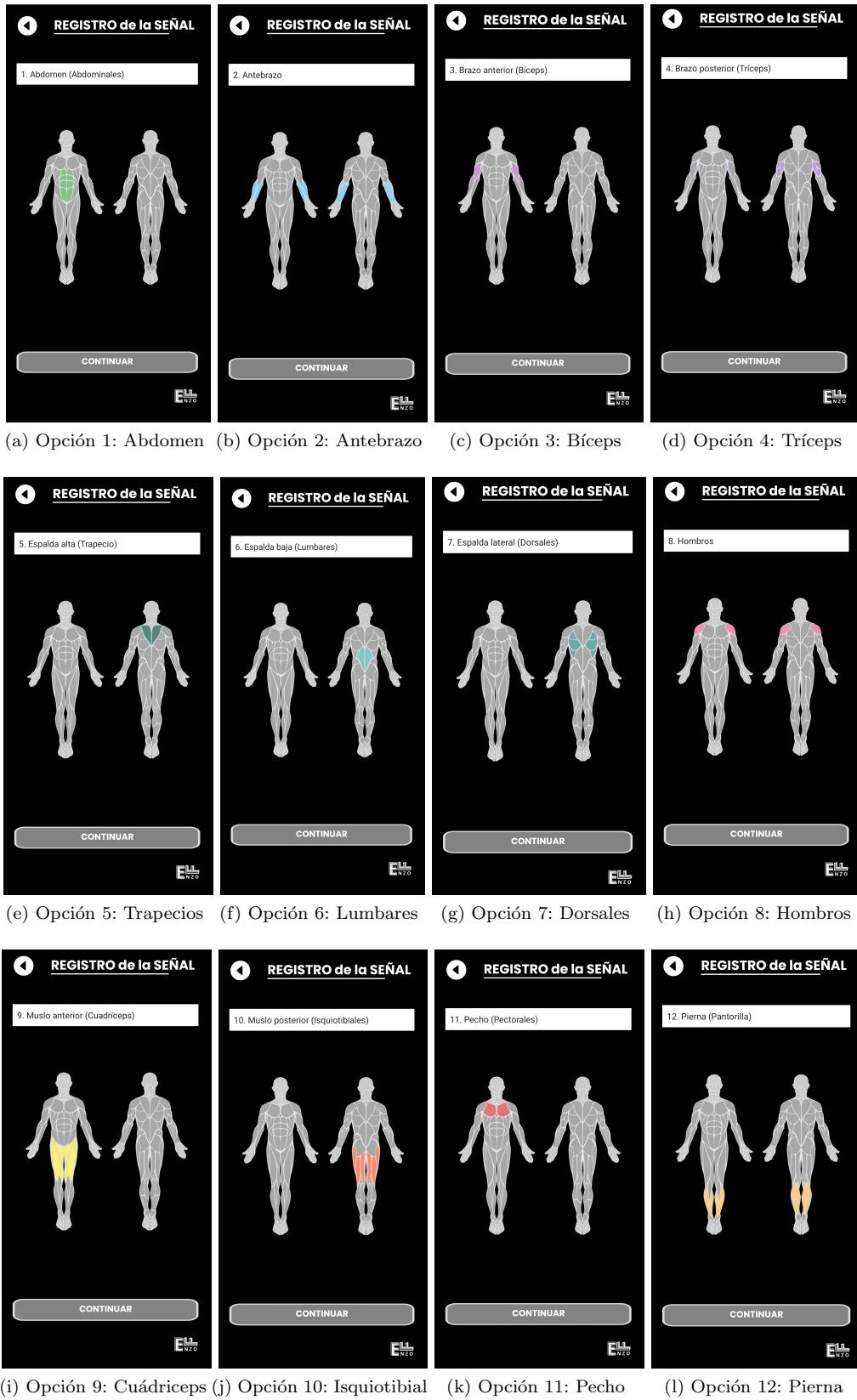


Figura 7: Registro de la señal: Selección de la zona corporal a trabajar



Figura 8: Registro de la señal: Selección del lado corporal y ubicación de electrodos

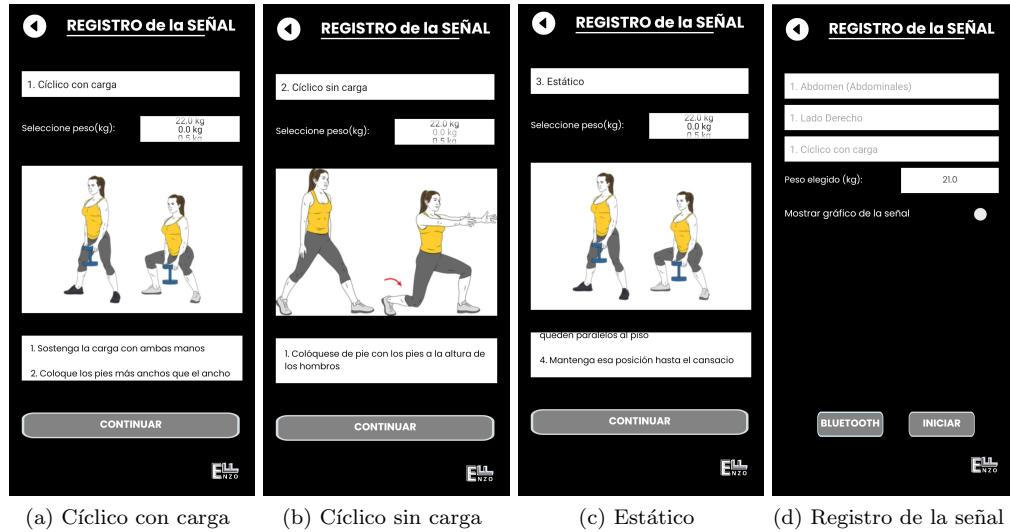


Figura 9: Registro de la señal: Selección del tipo de ejercicio



Figura 10: Interfaz del usuario en proceso de calibración

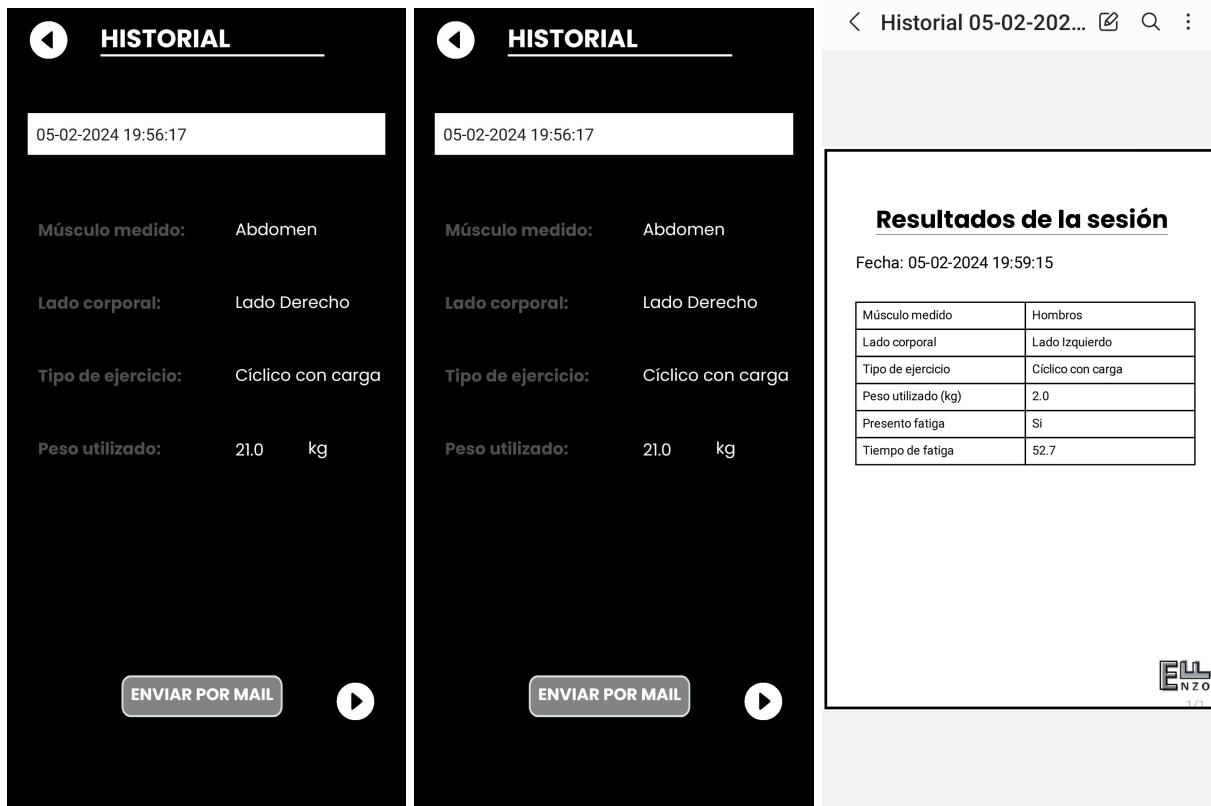


Figura 11: Historial: Interfaz de la aplicación y PDF enviado por mail

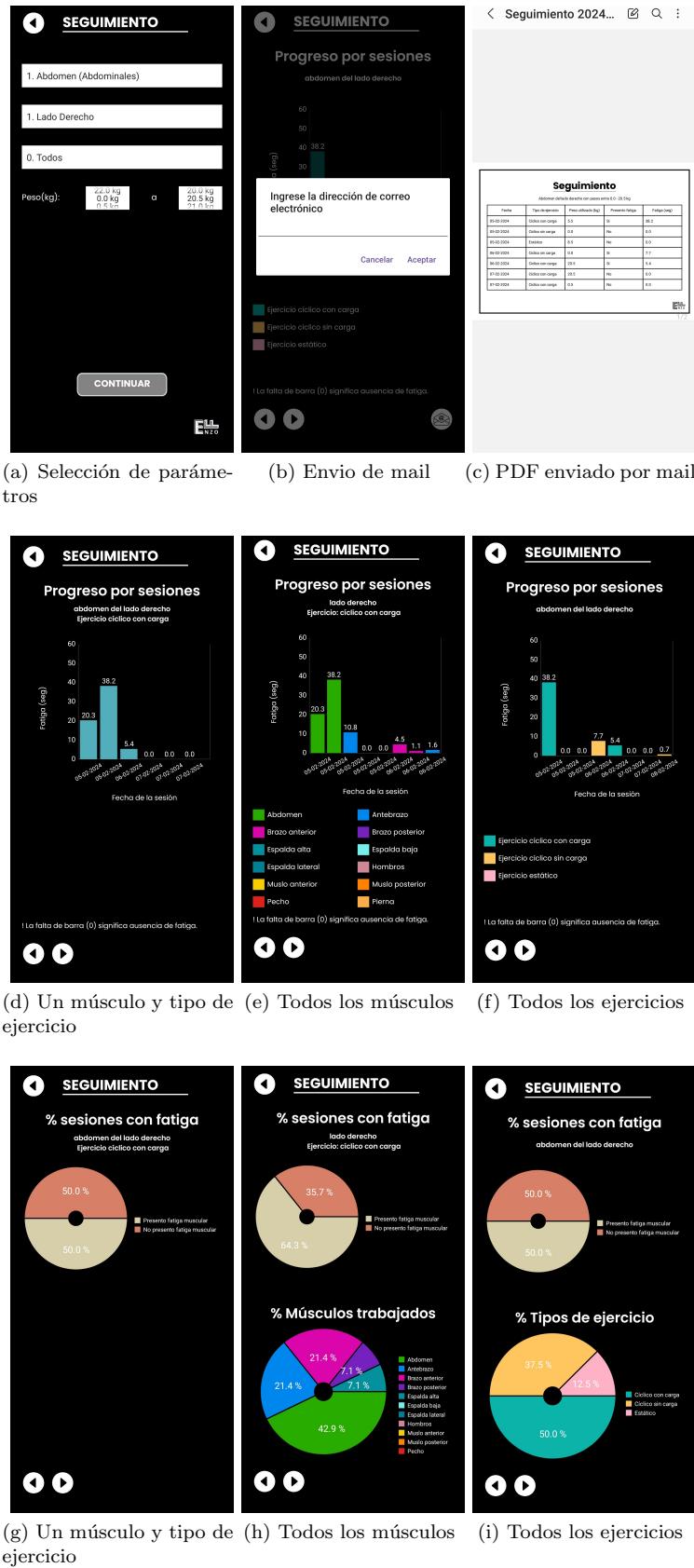
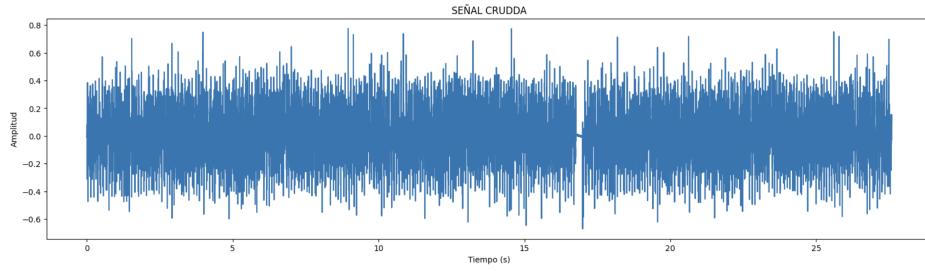
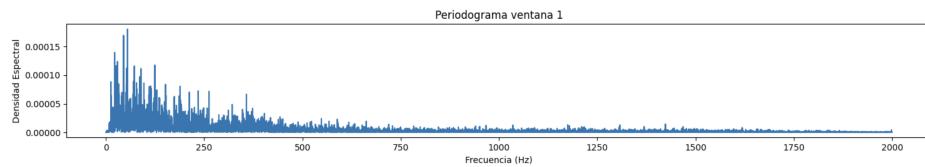


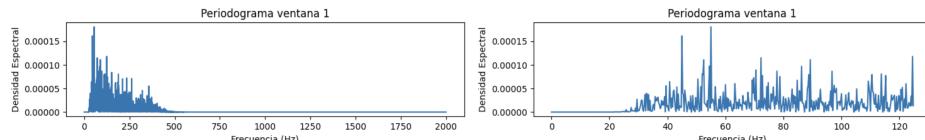
Figura 12: Sección de seguimiento de las sesiones



(a) Señal cruda proveniente del sEMG.

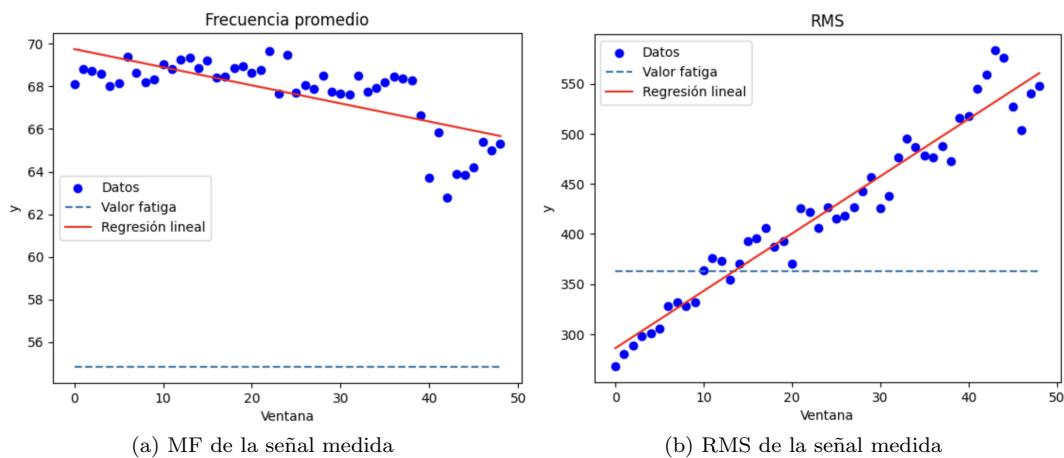


(b) Periodograma de la ventana 1 de la señal pre filtrada.



(c) Periodograma de la ventana 1 de la señal post filtrada.

Figura 13: Simulación sEMG para comprobar el correcto funcionamiento del pre procesamiento.



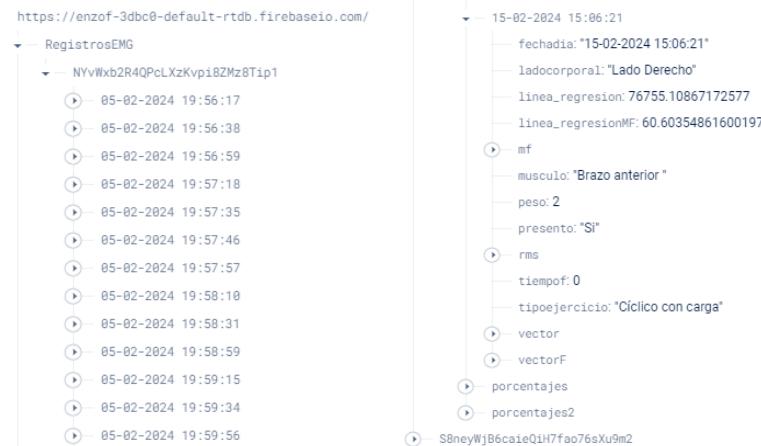
(a) MF de la señal medida

(b) RMS de la señal medida

Figura 14: Simulación adquisición de características de sEMG.

Buscar por dirección de correo electrónico, número de teléfono o UID de usuario					Agregar usuario
Identificador	Proveedores	Fecha de creación	↓	Fecha de acceso	UID de usuario
messi@gmail.com		8 jun 2023			me6xuF7bbd0jMXe5S0rc7KzaX...
esteban@gmail.com		22 may 2023	22 may 2023		IUYbR6hygzWMk2U2RvWWBI6lOSj2
csobrino@gmail.com		21 may 2023	21 may 2023		UYNyLgcW38aCyGSa3O7zV6koSo...
aa@gmail.com		16 may 2023	16 may 2023		sEFLQy4kBvXXFgACk40IC9017H3
gonza@gmail.com		20 abr 2023	20 abr 2023		Bk1Rm06xIDCnBafpoMjKr4GQDU2
lucas@gmail.com		10 abr 2023	10 abr 2023		pGhIApahx8YTCGKScMojkzBtO7X2
luca@gmail.com		7 abr 2023	7 jun 2023		fy9BWROx90QTMYntMm76FjcHH...

(a) Sección de autenticación de ENZOF en FireBase



(b) Datos almacenados de una sesión (c) Guardado de porcentajes de calibración

Figura 15: Guardado de autenticación, datos de medición y calibración en FireBase.