

UNIVERSIDAD DE ALCALÁ

Escuela Politécnica Superior

**GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS DE
LA TELECOMUNICACIÓN**

Trabajo Fin de Grado

**FONOGRAFÍA POR IMPACTO DE
TEJIDO MUSCULAR**

Autor: Marta Garcés Adán

Director: Juan Antonio Martínez Rojas

TRIBUNAL:

Presidente:

Vocal 1º:

Vocal 2º:

CALIFICACIÓN:

FECHA:

*A mi abuela,
por ser el pilar de nuestra vida.*

Agradecimientos

Llegó el momento, tantos años pensado en cómo sería este día y ya estamos aquí, en el final, el final de una de las mejores etapas que he podido vivir, y por ellos quiero agradecer a las personas que han estado en este camino:

A todos mis compañeros de la Universidad, gracias por el día a día, porque con vosotros he estado la mayoría del tiempo, y no podía ser en mejor compañía. Clases, horas y horas de biblioteca, sobremesas... sin vosotros nada hubiera sido igual, en especial a Sara, 25 años compartiendo pupitre se dice pronto.

A Juanan, porque no podría escoger a otro tutor para el final de esta etapa. Gracias por hacernos ver este mundo de una manera increíble, por ofrecernos un poquito de tu enorme sabiduría, y en especial en este proyecto.

A mis amigos, dicen que son la familia que elegimos. Gracias por ser los mejores amigos que existen, por vuestro apoyo, por vuestras palabras de ánimos, por sacarme una sonrisa en los días difíciles, por vuestra confianza...

A Paxu, por ser una de las personas más importantes, sin ti no hubiera podido llegar aquí. Gracias por quererme y por dejarme compartir mi vida contigo.

A mi madre Maria Jose, mi hermano Jose Angel y a Sora, porque son la mejor familia que podría tener, no tengo palabras suficientes para agradeceros todo lo que habéis hecho porque esté aquí hoy, gracias por apoyarme incondicionalmente, os quiero!

Y por último, a mi abuela, porque lo eres todo. Eres el pilar fundamental de esta familia. Me has criado, educado, escuchado, aconsejado... Gracias por no dejar que me rinda nunca, por enseñarme a luchar, por enseñarme a querer, por enseñarme a vivir. Gracias por hacerme así.

¡¡GRACIAS!!

Índice

Índice de Figuras	9
Índice de Tablas.....	11
Resumen.....	13
Abstract	15
Resumen Extendido	17
Palabras Clave	19
Capítulo 1. Introducción.....	21
1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	23
1.2. ESTRUCTURA DEL TRABAJO.....	24
1.3. DEFINICIONES BÁSICAS	25
1.3.1. Ingeniería biomédica.....	25
1.3.2. Imagen médica	26
1.3.3. Motor Imagery	27
1.4. OBJETIVOS.....	28
Capítulo 2. Base Teórica	29
2.1. Antecedentes	31
2.1.1. ¿Cómo surgió la Ingeniería Biomédica?	31
2.1.2. Evolución de la imagen médica	32
2.1.3. Percusión en la medicina.....	33
2.2. Métodos actuales.....	35
2.2.1. Métodos de exploración básicos.....	35
2.2.2. Tipos de imagen médica más utilizados en la actualidad	37
2.2.3. Diferentes técnicas de estudio muscular	38
2.3. Propagación de las ondas en tejido muscular.....	40
2.3.1. Características físicas de las ondas acústicas.....	40
2.3.2. Propiedades biomecánicas del tejido muscular	42
2.4. Motor Imagery	44
2.4.1. Tratamiento de Motor Imagery	45
2.4.2. ¿Cuál es la situación de Motor Imagery entre los otros fenómenos motores, tales como intención del motor, preparación o ejecución?	46
2.4.3. Los efectos del entrenamiento mental	46

2.4.4. Modelo de acciones	47
2.5. Fonomiografía	48
Capítulo 3. Descripción experimental	51
3.1. Material utilizado.	53
3.1.1. Micro MEMS.....	53
3.2. Software necesario.....	57
3.3. Procedimiento de medidas	60
3.5. Resultados obtenidos.....	62
3.5.1. Resultados básicos	62
3.5.2. Comparación entre sujetos de diferente complejión.....	64
3.5.3. Sujetos con problemas en alguna extremidad	65
3.5.4. Resultados tras la realización de deporte.	67
Capítulo 4. Conclusiones y Trabajo Futuro.....	69
4.1. Conclusiones.....	71
4.2. Trabajo futuro	73
4.3. Presupuesto del proyecto.	74
Anexo I: Imágenes obtenidas	77
I.I. Sujeto 1.....	77
I.II. Sujeto 2.....	81
I.III. Sujeto 3.....	85
I.IV. Sujeto 4	89
I.V. Sujeto 5	93
I.VI. Sujeto 6	97
Referencias.....	101

Índice de Figuras

• Figura 1.1. Diagrama ramas de investigación de la ingeniería biomédica.....	25
• Figura 1.2. Uso de técnicas basadas en imagen durante la operación	26
• Figura 2.1. Wilheml Roentgen y la primera radiografía.....	32
• Figura 2.2. Representación de la realización de la percusión	33
• Figura 2.3: Esquemático de la configuración de amplificador diferencial para la electromiografía.....	38
• Figura 2.4. Imagen en eje largo de un músculo donde se muestra la escala de colores de la Sonoelastografía	39
• Figura 2.5. Definición gráfica de ciclo y periodo	40
• Figura 2.6. Diagrama de activación del sistema motor en algunos movimientos con Motor Imagery	44
• Figura 2.7. Posicionamiento de los micrófonos para monitorear el bloqueo neuromuscular en el aductor del pulgar (tenar región). El brazo se fija a un tablero brazo rutina utilizando una cinta de pegado. El pulgar está libre para moverse en respuesta a la estimulación.....	49
• Figura 2.8. Comparación cualitativa entre las señales fonomiograficas.....	50
• Figura 3.1. Micrófono MEMS.....	54
• Figura 3.2. Modelo Funcional del micro MEMS	55
• Figura 3.3. Configuración de Pines micro MEMS.....	56
• Figura 3.4. Respuesta en frecuencia micro MEMS.....	56
• Figura 3.5. Entorno trabajo Praat.....	57
• Figura 3.6. Manual Praat 1.....	58
• Figura 3.7. Manual Praat 2.....	58
• Figura 3.8. Manual Praat 3.....	58
• Figura 3.9. Manual Praat 4.....	59
• Figura 3.10. Manual Praat 4.....	59
• Figura 3.11. Diferentes músculos del brazo.....	61
• Figura 3.12. Diferentes músculos de la pierna.....	61
• Figura 3.13. Espectrograma brazo derecho sujeto 2.....	62
• Figura 3.14. Espectrogramas del bíceps izquierdo y derecho	63
• Figura 3.15. Espectrogramas gemelo dcho e izq, y cuádriceps dcho e izq.....	63
• Figura 3.16. Espectrogramas del bíceps derecho del sujeto 3 y 4.....	64
• Figura 3.17. Espectrogramas del cuádriceps derecho del sujeto 3 y 4.....	64
• Figura 3.18. Espectrogramas del gemelo y cuádriceps derechos Sujeto 1.....	65
• Figura 3.19. Espectrogramas del gemelo y cuádriceps izquierdos Sujeto 1.....	65
• Figura 3.20. Espectrograma del gemelo derecho en el sujeto 6	66
• Figura 3.21. Espectrogramas del gemelo derecho e izquierdo.....	67
• Figura 3.22. Espectrogramas del cuádriceps derecho e izquierdo.....	67

Índice de Tablas

Tabla 1. Velocidad de propagación de ondas sónicas en diferentes medios.....	42
Tabla 2. Principios básicos físicos de los tejidos.....	43
Tabla 3. Características Eléctricas micro MEMS	54
Tabla 4. Coste de materiales.....	74
Tabla 5. Coste de equipos.....	74
Tabla 6. Coste de tiempo.....	74
Tabla 7. Coste total.....	74
Tabla 8. Gastos generales y beneficio industrial.....	75
Tabla 9. Importe TOTAL.....	75

Resumen

El objetivo de este TFG es la comprobación de la funcionalidad de la fonmiografía en tejido muscular, analizando las señales que estos generar al propinar pequeños impactos en la zona de estudio.

El trabajo empezará con la búsqueda de la información necesaria sobre la imagen médica, en concreto la propagación de ondas acústicas por el cuerpo humano y el funcionamiento de la técnica conocida como Motor Imagery. Una vez entendido el concepto, se procederá a la realización de pruebas necesarias, comparando los resultados obtenidos, sacando las conclusiones de esta técnica de imagen médica.

Abstract

The aim of this TFG is the functionality checking of the phonomyography in muscular tissue, the analysis of the signals that will generate when we give small impacts in the study area.

The project will begin with the search of the necessary information about the medical image, specifically the propagation of sound by the human body and the functioning of the technology known as Motor Imagery. Once understood the concept, it will proceed to make the necessary testing, comparing the obtained results, extracting the conclusions of this technology of medical image.

Resumen Extendido

En este proyecto, se pretende hacer un estudio sobre la fonomiografía en tejido muscular, propinando pequeños golpes en la zona a analizar y adquiriendo las ondas que se generan, para después sacar las características principales de cada una de ellas.

En los últimos años, el avance en las nuevas tecnologías en el ámbito de la ciencia ha tenido un impulso gigante, sobre todo si hablamos de la Medicina. La ingeniería Biomédica es una de los puntos más importantes de investigación. Gracias a ella, se han creado nuevos métodos, que ayudan al médico a dar un diagnóstico lo más preciso posible.

Uno de los puntos fundamentales de la Ingeniería Biomédica es la creación y el tratamiento de nuevas técnicas de Imagen Médica. En la actualidad, las imágenes médicas son algo fundamental para la medicina, ya que podemos conocer con exactitud cada vez mayor, es estado del cuerpo humano.

En la antigüedad, los métodos básicos para el diagnóstico de diferentes patologías eran la observación, creando una imagen visual, la palpación, creando una imagen táctil, la auscultación, analizando las ondas estáticas del cuerpo, y la percusión, en las que analizamos las ondas acústicas, pero en este caso dinámica, que se propagan al realizar un pequeño golpe en la zona requerida.

En este estudio nos centraremos en la última de ellas, la percusión, más concretamente en la percusión en tejido muscular. Existen varias técnicas para monitorizar la actividad muscular, siendo la diferencia entre ellas la frecuencia de estudio. En la electromiografía o la sonoelastografía analizamos la actividad muscular a través de ondas de alta frecuencia, dando pequeñas descargas en los músculos. La fonomiografía o la mecanomiografía, utilizan las bajas frecuencias, a través de diferentes mecanismos.

La definición de fonomiografía es la técnica para medir la fuerza de los músculos de contracción mediante el registro de los sonidos de baja frecuencia creado durante la actividad muscular.

Para ello, buscaremos una herramienta para realizar las medidas, escogeremos a las personas para realizar las pruebas, a poder ser, con complejiones diferentes y efectuaremos las medidas sobre varias zonas del cuerpo, obteniendo datos de una misma zona de tres maneras diferentes:

- En estado de reposo
- Imaginando la contracción del músculo
- Contrayendo el músculo.

Una vez obtenidas las analizaremos con un software específico para este tipo de medidas, pudiendo sacar la transformada de la señal, y así analizar tanto frecuencias como amplitudes que veamos importantes en cada caso.

Se quiere realizar también el estudio imaginando el movimiento, ya que se quiere corroborar varios estudios sobre la técnica Motor Imagery, que consiste en imaginar una acción concreta, sin llegar a realizarla. Las investigaciones al respecto, apuntan que estas imaginaciones mandan señales también a los músculos, creando así, ondas en ellos también.

Tanto la fonomiografía como Motor Imagery, son técnicas que si se desarrollan convenientemente, pueden suponer un gran avance en la Ingeniería Médica, tanto en la imagen médica, por parte de la fonomiografía, como en el tratamiento terapéutico, en el caso de Motor Imagery.

Palabras Clave

Musculo, Señal, Imagen, Motor Imagery, Sonido

Capítulo 1. Introducción

*“Son necesarios cuarenta músculos para arrugar una frente,
pero sólo quince para sonreír.”*

Swami Sivananda

1.1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los últimos años, el veloz desarrollo de las tecnologías de adquisición de imágenes médicas está revolucionando la medicina. Estas imágenes juegan un papel muy importante tanto en el diagnóstico como en el tratamiento de enfermedades, debido a que estos nuevos métodos permiten que se obtengan información específica, observando el interior del cuerpo humano de una forma no invasiva.

Con el presente estudio se pretende hacer un estudio de la fonomiografía, ya que es un tipo de adquisición de imagen médica casi sin explorar y que podría ser un método bastante útil para el diagnóstico médico.

La fonomiografía (PMG) (también conocido como miografía acústica, vibro miografía, y mecanomiografía) [6] [7] es una técnica para medir la fuerza de los músculos de contracción mediante el registro de la sonidos de baja frecuencia creado durante la actividad muscular.

Las señales se miden utilizando micrófonos o una combinación de sensores adheridos a la piel. También hay que tener en cuenta el sistema de grabación, para así poder recogerla y trabajar con ella más cómodamente.

El sonido creado por el movimiento muscular se puede escuchar con el oído pegado a un músculo que se contrae, pero la mayoría de la energía es baja frecuencia, por debajo de 20 Hz, por lo que es inaudible infrasonido. Las señales PMG se limitan a 5 Hz a 100 Hz en algunos experimentos. [6] Orizio afirma que la respuesta de baja frecuencia del sensor es la característica más importante, y debe ir tan bajo como 1 Hz. [8]

En este trabajo se va a realizar un estudio y análisis sobre el efecto de dicha técnica en este tipo de tejidos, observando la diferencia de las señales obtenidas en diferentes escenarios y partes del cuerpo, para después poder compararlas, obteniendo sus características principales.

1.2. ESTRUCTURA DEL TRABAJO

El actual estudio se organiza en cuatro apartados principales, incluyendo un anexo para la bibliografía, en los cuales se va a poder abordar los diferentes aspectos de la investigación realizada para poder cumplir los objetivos que se presentarán más adelante. A continuación se describen estos apartados principales, los cuales se dividen en subapartados para poder estructurar todo el estudio de forma correcta:

- El primer apartado será una introducción al trabajo, donde se realizará un planteamiento del problema para explicar la situación que ha motivado la realización del proyecto, presentando los conceptos más importantes para una mejor síntesis de los siguientes puntos, y por último se marcarán los objetivos que se prevén alcanzar con la realización de toda la investigación.

- El capítulo siguiente presenta una base teórica donde se exponen las diferentes modalidades de Imagen Médica que, gracias a la Bioingeniería, se han desarrollado en los últimos años, centrándose en la fonomiografía. Se presentará un repaso de los antecedentes de este tipo de diagnóstico, para después estudiarlo más a fondo. Se hará una breve descripción de la herramienta terapéutica Motor Imagery. Todos estos aspectos serán muy importantes ya que serán los principales protagonistas de la parte experimental.

- En el tercer apartado se llevará a cabo la descripción experimental de toda la investigación realizada sobre el tejido muscular. Se presentarán las diferentes herramientas utilizadas, tanto hardware como software y su configuración. Una vez expuesto el material necesario para conseguir lo que buscamos, se realizarán las pruebas pertinentes, para diferentes personas y en diferentes tejidos musculares, y se analizarán todos esos resultados obtenidos, sacando la relación entre ellos.

- Después se expondrán las conclusiones a las que ha dado lugar toda la investigación realizada, y se indicarán los posibles trabajos futuros que se podrían seguir y los inconvenientes que se han tenido durante la realización de dicho estudio.

- Por último, se presenta toda la bibliografía que se ha consultado para la realización del trabajo.

1.3. DEFINICIONES BÁSICAS

1.3.1. Ingeniería biomédica

La Federación Internacional de Ingeniería Médica y Biológica (IFMBE) [5] define la Ingeniería Biomédica como la integración de la Física, las Matemáticas y las ciencias experimentales con los principios de la Ingeniería, para el estudio de la Biología, la Medicina y los sistemas sanitarios y para la aplicación de la tecnología en la mejora de la salud y la calidad de vida. Crea conocimiento desde un nivel molecular hasta el nivel de órgano, y desarrolla materiales, destrezas, sistemas, modelos, tecnología y métodos para la evaluación y el diagnóstico, así como para la prevención y el tratamiento de enfermedades y la rehabilitación de las mismas.

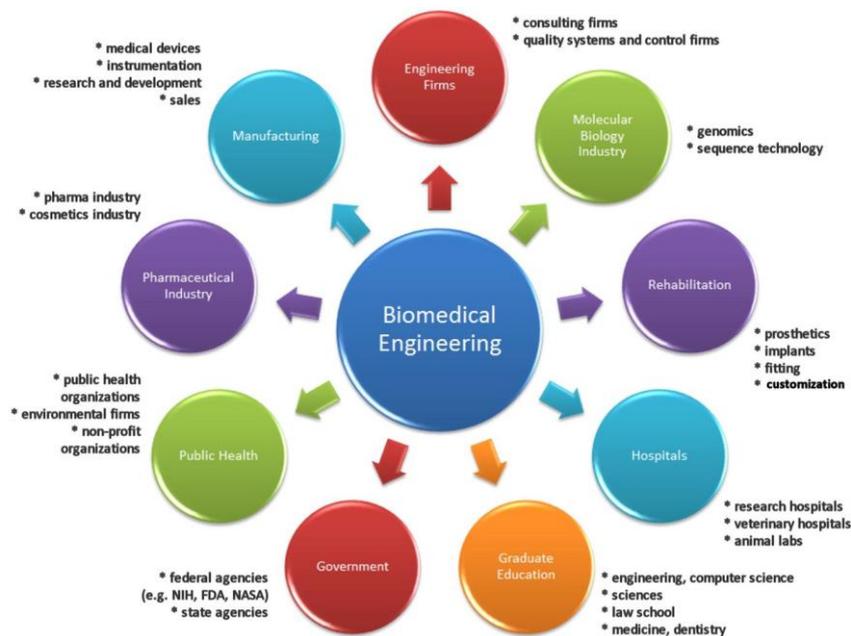


Figura 1.1: Diagrama de las diferentes ramas de investigación de la ingeniería biomédica.. Fuente [51].

1.3.2. Imagen médica

Una imagen médica es aquella que procede del conjunto de técnicas y procesos usados para crear imágenes del cuerpo humano, o partes de él, con propósitos clínicos, esto es, procedimientos médicos que buscan revelar, diagnosticar o examinar enfermedades, o bien con propósitos científicos médicos, tales como el estudio de la anatomía física y metabólica.

De acuerdo con la definición de Ingeniería Biomédica de la IFMBE, el tratamiento digital de las imágenes médicas proporciona, por tanto, una de las líneas de generación de conocimiento fundamentales en Medicina, de aplicación directa a la práctica clínica. Los médicos, gracias a los continuos avances en técnicas de adquisición de imágenes médicas y gracias a las múltiples líneas de aplicación de las imágenes médicas pueden, por un lado, prevenir y diagnosticar distintas patologías y, por otro lado, simular diferentes tratamientos sin necesidad de someter al paciente a continuas pruebas invasivas, algo fundamental para el paciente.

Las imágenes médicas se han convertido en un instrumento fundamental de la práctica clínica, gracias a que, en la actualidad, permiten detectar patologías con una precocidad nunca antes conocida [2][3]. Su utilización ya no queda relegada únicamente al ámbito de la Radiología, siendo éste método el utilizado comúnmente desde hace mucho tiempo, sino que cada vez es más común utilizar elementos de computación basados en la imagen. Así pues, cualquier estudio basado en imágenes médicas, deberá atender, por igual, los principios físicos y técnicos de los protocolos de adquisición de imágenes, los principios del tratamiento digital de imágenes y los principios médicos de los que precise la aplicación, tanto anatómica como metabólica.



Figura 1.2: Cada vez es más frecuente el uso de técnicas basadas en imagen durante la operación. En esta instantánea, el equipo médico del Hospital Boston's Beath de Israel aplican una técnica nueva basada en principios ópticos para detectar células cancerígenas de forma precoz. Fuente [52]

Aquella aplicación que sea capaz de prestar atención a todas estas premisas podrá utilizarse en el campo de aplicación de la Ingeniería Biomédica. Como se ha comentado, la disciplina médica más relacionada con la imagen médica es la Radiología, aunque también podemos destacar otras técnicas que no proceden implícitamente de la Radiología, tales como la endoscopia, la termografía médica, la fotografía médica y la microscopía (e.g. para investigaciones patológicas humanas), así como otras técnicas que, aunque en principio no producen imágenes en el sentido estricto del término, producen mapas de datos que pueden ser vistos como pseudo-imágenes médicas, tales como la electroencefalografía (EEG) o magnetoencefalografía (MEG) o la fonomiografía (PMG).

La fonomiografía se basa en una técnica para medir la fuerza de la contracción muscular mediante la grabación de los sonidos de baja frecuencia creados durante la actividad muscular. La mecamiografía, sinónimo de fonomiografía, es la señal mecánica observable desde la superficie de un músculo. En el inicio de la contracción muscular, cambios brutos en la forma muscular causan un gran pico en el este tipo de imagen.

1.3.3. Motor Imagery

Motor Imagery es un proceso cognitivo en el que un sujeto imagina que se realiza un movimiento sin llegar a realizar el movimiento y sin siquiera tensar los músculos. Es un estado dinámico en el que la representación de una acción específica del motor se activa internamente. En otras palabras Motor Imagery requiere la activación consciente de regiones del cerebro que también están involucrados en la preparación y ejecución movimiento, acompañado por una inhibición voluntaria del movimiento real [14].

Este método está en continuo estudio, ya que se han realizado investigaciones sobre si es válida como entrenamiento mental para deportistas, rehabilitación en pacientes que tienen algún tipo de daño cerebral, ayudándoles en reaprender movimientos que se han podido llegar a perder en cierta manera.

1.4. OBJETIVOS

El presente trabajo tiene como principal objetivo, como su propio nombre indica, estudiar las características de la fonomiografía y su utilidad para el diagnóstico.

Este objetivo principal se llevará a cabo mediante la creación de una herramienta para poder recoger una serie de medidas. Se realizarán tres tipos de medidas para diferentes tejidos musculares, en particular, en cuatro partes del cuerpo, para después procesarlas y trabajar con ellas de una manera más eficaz.

Los tres tipos de medidas serán:

- En estado de reposo.
- Imaginando la contracción del músculo medido.
- Contrayendo el musculo.

Se estudiará la diferencia entre ellas, sacando las características principales de cada una de ellas, para poder crear un patrón de los distintos tipos de medidas.

Para ello necesitaremos conocer algunas propiedades físicas, dimensiones y otros parámetros que conforman y caracterizan los tejidos musculares y las posibles diferencias entre los pacientes. No es un resultado exacto, ya que para ello se necesitan unas herramientas que no están a nuestro alcance, por lo que se hará el estudio de la manera más eficaz posible teniendo en cuenta las limitaciones del caso.

También se elige esta herramienta porque la cantidad necesaria de recursos y tiempo haría inviable, para la realización de este trabajo, un estudio real de las propiedades de los tejidos musculares, ya que es un área muy compleja.

Para el estudio en simulación, los principales parámetros a tener en cuenta sobre obtención de resultados, será la amplitud de estas señales, la frecuencia en la que oscila principalmente la onda en el tejido muscular y la forma de dicha onda. De este modo, podremos ver cuál será el comportamiento de las ondas propagadas por tejido muscular en diferentes escenarios.

A continuación se muestra un resumen de los objetivos principales del presente trabajo:

1. Análisis del comportamiento de la propagación de ondas en tejido muscular.
2. Búsqueda de información y posterior estudio de los diferentes tipos de imagen médica, centrándonos en la fonomiografía.
3. Búsqueda de información y posterior estudio de la práctica mental
4. Creación de la herramienta de trabajo.
5. Simulación de diferentes tejidos y comparación de resultados.
6. Elaboración y presentación de resultados de manera gráfica.

Capítulo 2. Base Teórica

“El alma nunca piensa sin una imagen mental”

Aristoteles

2.1. ANTECEDENTES

2.1.1. ¿Cómo surgió la Ingeniería Biomédica?

Todas las actividades con la solución de problemas médicos por medio de tecnología o con soluciones de ingeniería podrían considerarse como parte de la Ingeniería biomédica. Sin embargo, el desarrollo de la instrumentación eléctrica y electrónica produjo una explosión de resultados y aplicaciones en medicina y biología, de tal manera que se puede considerar a este momento como uno de los orígenes verdaderos.

Sus orígenes se remontan un siglo atrás, a final del siglo XIX cuando los esposos Curie descubren el Radio y Roentgen los rayos X, y se realizan los registros de A.D. Waller en corazones de humanos. Ya en el siglo XX, W. Einthoven utiliza por primera vez un electrocardiógrafo, que luego refina la técnica al desarrollar un galvanómetro de cuerda y, finalmente, en 1924 Berger aplica éste al registro de señales electroencefalográficas en humanos.

La Ingeniería biomédica, la Física médica y la Biofísica nacieron conjuntamente hacia 1930, en diversos laboratorios de Europa y EE.UU. En ellos, físicos, ingenieros y médicos empleaban los métodos analíticos de las ciencias físicas y su materialización en instrumentos, a diversos problemas planteados por las ciencias de la vida. La instrumentación electrónica a partir de tubos de vacío se empleó por E. Lovett Garceau para amplificar señales eléctricas y el primer sistema de electroencefalógrafo comercial de tres canales fue construido por Alfred Grass en 1935. Dichas actividades se multiplicaron en los años 50 y los antiguos laboratorios se transformaron en departamentos universitarios dedicados a la Ingeniería biomédica. El primer programa oficial de estudio en Ingeniería biomédica comenzó en 1959, como Maestría en la universidad norteamericana de Drexel.

Actualmente la Ingeniería biomédica combina la experiencia de la ingeniería con las necesidades médicas para obtener beneficios en el cuidado de la salud, esto cada vez se hace más sencillo con el uso de la tecnología, esta, ha impactado fuertemente el área, ahora se tiene el proyecto del Genoma Humano, la Nanotecnología, la Ingeniería de los tejidos, la utilización de órganos artificiales, la cibernética y el mini robot médico. Y la tecnología todavía tiene mucho que contribuir con la salud y la medicina. Además, la ingeniería biomédica refleja el resultado de la aplicación de principios y técnicas de la ingeniería al campo de la medicina.

2.1.2. Evolución de la imagen médica

De acuerdo con varias encuestas, los médicos consideran que la imagen médica ha sido y es, con mucha diferencia, el avance técnico que mayor impacto ha tenido en su práctica clínica.

La información que los sistemas de imagen médica pueden llegar a proporcionar es de gran valor para el médico, hasta el punto de que hoy en día, resulta muy difícil encontrar situaciones en las que no se haga uso de cualquier tipo de ellas, o incluso de más de una para dar un diagnóstico lo más certero posible.

Es comúnmente aceptado situar el origen de la medicina en la antigua Grecia. Desde Hipócrates, pasando por Galeno en la antigua Roma, se exploró el cuerpo humano mediante las manos y algún somero examen de las secreciones normales o patológicas.

En 1895 se produce el descubrimiento que da lugar a la imagen médica como prueba diagnóstica cuya importancia no ha dejado de crecer hasta nuestros días: Wilhelm Rontgen, experimentando con descargas eléctricas en tubos de Crookes, observó que brillaba una placa de platinocianuro de bario al otro lado de la habitación, a pesar del estar el tubo encerrado en una caja de cartón.

Además comprobó que esos «misteriosos rayos» (bautizados por esta razón como rayos X) podían atravesar algunos objetos, dejando su sombra en la pantalla. Por este hallazgo se le concedió el premio Nobel de física en 1901.



Figura 2.1: Wilheml Roentgen y la famosísima primera radiografía de la mano de la señora Rontgen. Fuente [53]

2.1.3. Percusión en la medicina

En el siglo XVIII, Joseph Leopold Auenbrugger, [18] ideó la percusión de la caja torácica con el fin de conocer el estado de los órganos internos mediante sonidos. Era gran aficionado a la música y estaba acostumbrado a diferenciar distintos tipos de sonido. A lo largo de siete años observó las diferencias de tono provocadas por distintas enfermedades de pulmón y de corazón. También llevó a cabo experimentos inyectando en el cadáver distintas cantidades de líquido y estudiando los sonidos a que daban lugar en la zona.

Sus hallazgos los publicó en Viena en 1761, en el libro “*Inventum novum ex percussione thoracis humani ut signo abtrusus interni pectoris morbos detegendi*”, que hoy se considera como un clásico de la historia de la medicina, donde explica las reglas de tipo práctico para el ejercicio de la percusión. Ésta deberá efectuarse de forma suave, juntas las puntas de los dedos, a manera de martillo, y cubierto el tórax del enfermo con la camisa o con un pañuelo. El sonido del pecho sano es análogo al de un tambor golpeado a través de un grueso paño de lana.

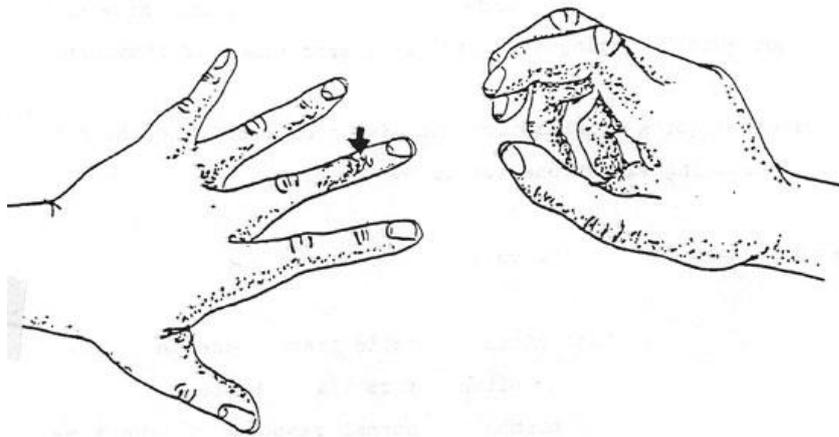


Figura 2.2. Representación de la realización de la percusión según el libro “*Inventum novum ex percussione thoracis humani ut signo abtrusus interni pectoris morbos detegendi*” Fuente [56]

La percusión comenzó a usarse de forma regular gracias a que Jean-Nicolas Corvisart, médico de Napoleón Bonaparte, la difundió. La aprendió y la ensayó durante años y la enseñó a sus discípulos.

En el siglo XVII fue la primera vez que se describieron los sonidos musculares. Éste hecho fue gracias al científico Francesco Maria Grimaldi [15] en una publicación póstuma, influyendo en el trabajo de muchos científicos.

En los últimos años, la invención de los análisis estetoscopio y de ordenador electrónicos ha hecho que la investigación en este campo factible. Oster [23] ha demostrado que la amplitud del sonido muscular es directamente proporcional al peso utilizado para mantener una contracción constante.

Estos sonidos parecen proceder de la vibración de las fibras musculares individuales, particularmente las fibras de contracción rápida. En el futuro puede ser posible utilizar este tipo de sonidos para determinar que los músculos están activos en un movimiento dado y lo difícil que cada uno está trabajando.

2.2. MÉTODOS ACTUALES

2.2.1. Métodos de exploración básicos.

Actualmente, los métodos de exploración médica son la observación, la palpación, la auscultación y la percusión.

Con la observación se obtiene una imagen médica, detectando las características físicas. Con la palpación se consigue una imagen táctil, pero las ondas emitidas son estáticas. La auscultación, o la ecografía, consiste en el análisis de ondas acústicas siendo estas ondas de reflexión, y el último método es la percusión, que es la menos desarrollada de ellas. Esta técnica se basa observar las ondas que se transmiten a partir de un pequeño golpe en la zona a analizar.

Estas ondas, a diferencia que la palpación, son dinámicas, ya que son ondas de tensión las que se generan, por ello, centramos nuestro estudio en ellas.

✓ **Observación:**

La observación es el método de exploración física del paciente que se efectúa por medio de la vista.

Los objetivos principales son detectar características físicas significativas del paciente, observar y discriminar, de forma precisa, los hallazgos anormales en relación con la anatomía normal. Estas observaciones aportan una información importante sobre el estado neurológico y musculoesquelético del paciente.

A diferencia de la palpación, la percusión y la auscultación, la inspección puede continuar a lo largo del proceso de anamnesis y durante el resto de la exploración. Esta continuidad hace que lo que se va observando en el paciente y en su comportamiento se vea constantemente expuesto a confirmación o modificación [25].

✓ **Palpación**

La palpación es el proceso de examinar el cuerpo utilizando el sentido del tacto. Es la técnica diagnóstica que utiliza el tacto de las partes externas del cuerpo o bien de la parte accesible de las cavidades. Palpar consiste en tocar algo con las manos para conocerlo mediante el sentido del tacto. Este acto proporciona información sobre forma, tamaño, temperatura, consistencia, superficie, humedad, sensibilidad y movilidad [25][26].

Los objetivos principales son detectar la presencia o ausencia de masas, dolor, temperatura, tono muscular y movimiento.

La superficie cubital de la mano y de los dedos es la más sensible para distinguir la vibración de las ondas estáticas características de cada parte del cuerpo.

Como es obvio, tal estimación es sólo aproximada y resulta más útil cuando se compara con la de otras partes del cuerpo. Las técnicas específicas de palpación se analizan en más profundidad en cada una de las secuencias de exploración. La palpación puede ser suave o profunda y se controla en función de la magnitud de la presión aplicada con los dedos o la mano.

✓ **Auscultación**

La auscultación es un procedimiento clínico de exploración física que consiste en escuchar de manera directa o por medio de instrumentos como el estetoscopio.

Existen tres maneras principales de auscultar a un paciente:

- Auscultación mediata: Consiste en aplicar directamente la oreja del médico sobre la pared corporal del paciente. Esta forma de auscultación está prácticamente abandonada.
- Auscultación mediante trompa: Consiste en emplear un tubo rígido con forma de trompeta, aplicando la parte más ancha sobre el cuerpo del paciente y la parte más estrecha en el oído del médico. Esta técnica ha sido utilizada antiguamente por los obstetras para la auscultación fetal, substituida en la actualidad por la ecografía.
- Auscultación mediante estetoscopio: Es la auscultación universalmente más extendida. Consiste en aplicar la membrana del estetoscopio sobre el cuerpo del paciente, que va conectada mediante un tubo flexible a unos auriculares. Con este instrumento se mejora la acústica.

Este tipo de ondas son ondas acústicas, y el método más utilizado es la Ecografía, transmitiendo ondas de ultrasonido.

Los ultrasonidos se definen como ondas acústicas con frecuencias por encima de aquellas que pueden ser detectadas por el oído humano, desde aproximadamente 20 KHz hasta varios cientos de MHz. En contraste con las ondas electromagnéticas, estas vibraciones necesitan de un medio físico para su propagación.

Los instrumentos médicos utilizan sólo una porción del espectro de ultrasonidos, entre 1 MHz y 10 MHz, debido a las necesidades combinadas de buena resolución (longitudes de onda pequeñas) y buena penetración en los tejidos (frecuencias no demasiado altas) [24].

✓ **Percusión**

La percusión consiste en golpear un objeto contra otro para producir vibración y, en consecuencia, ondas sonoras dinámicas. En la exploración física, los dedos funcionan como un martillo, y la vibración es producida por el impacto del dedo sobre el tejido subyacente.

Las ondas sonoras se escuchan como tonos de percusión (a los que se llama resonancias), generados a partir de vibraciones originadas a una profundidad de entre 4 y 6 cm en el tejido corporal.

La densidad del medio a través del cual se desplazan las ondas sonoras determina el grado de tono de percusión. Cuanto más denso es el medio, menos intenso es el tono de la percusión. Las técnicas de percusión son siempre las mismas, independientemente de la estructura que se percutea.

La percusión inmediata (directa) se realiza golpeando con el dedo o la mano directamente sobre el cuerpo. La mayoría de los médicos utilizan una variante de la técnica, la percusión mediada o indirecta. En ella, el dedo de una mano actúa a modo de martillo (plexor), mientras que un dedo de la otra mano actúa como elemento que golpea la parte percutida.

Otra forma de realización de este método es a través de un martillo de percusión, con una cabeza de goma que se utiliza para golpear sobre tendones, músculos y nervios, con el fin de comprobar la activación de un reflejo. Es típico que el médico de pequeños golpecitos en la rodilla para observar la reacción refleja que se produce. Como la respuesta refleja es involuntaria, este método da una información objetiva sobre el funcionamiento neurológico del paciente [27].

2.2.2. Tipos de imagen médica más utilizados en la actualidad

La característica básica que define las diferentes modalidades de imagen médica es el tipo de energía que se utiliza para crear la imagen.

Como en casi todo proceso de medida, la obtención de imágenes médicas implica interactuar con la muestra (el paciente, en este caso), actuando con algún tipo de energía.

Las modalidades fundamentales de imagen médica, en función del tipo de energía que utilizan, son: Radiología (radiación electromagnética: rayos X), Ecografía (energía mecánica, ultrasonidos), Medicina Nuclear (radiación electromagnética: radiación gamma) y Resonancia Magnética (radiación electromagnética: ondas de radio).

Con la aparición de nuevas modalidades de imagen y el notable incremento en la variedad de imágenes que se pueden obtener ha aparecido otro criterio de clasificación en modalidades morfológicas (o estructurales) y funcionales. Las primeras se caracterizan por producir imágenes de muy buena resolución, que permiten una representación detallada de la anatomía del paciente. Las segundas, en cambio, se caracterizan por aportar información sobre el funcionamiento de los diferentes órganos o sistemas.

2.2.3. Diferentes técnicas de estudio muscular

El ultrasonido es una herramienta de diagnóstico basado en la emisión y recepción de ondas mecánicas, generalmente longitudinales, originadas por la vibración de un cuerpo elástico y propagadas por un medio material, en donde las imágenes se obtienen mediante el procesamiento electrónico de los haces ultrasónicos (ecos) reflejados por las diferentes interfaces y estructuras corporales.

Dentro de las amplias utilidades del ultrasonido se encuentra la Electromiografía y la Sonoelastografía. Son técnicas diagnósticas de imagen en tiempo real con capacidad para usar libremente el ultrasonido en la evaluación cuantitativa de la rigidez de los tejidos musculares.

✓ *Electromiografía*

La electromiografía (EMG) es el estudio de la actividad muscular, aplicando sobre los músculos señales de alta frecuencia a través de electrodos [28].

Los datos recogidos de EMG proporcionan una información muy interesante de la fisiología y los patrones de la actividad muscular. Dicha información refleja las fuerzas que pueden llegar a generar los músculos y la temporización de los comandos motores [29]

Además, puede usarse en el diagnóstico de patologías que afectan al Sistema Nervioso, las alteraciones funcionales de las raíces nerviosas, de los plexos y los troncos nerviosos periféricos, así como de patologías del músculo y de la unión neuromuscular.

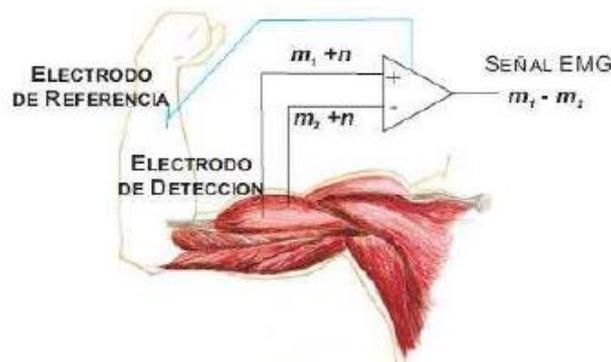


Figura 2.3: Esquemático de la configuración de amplificador diferencial. La señal EMG está representada por m y las señales de ruido por n . Fuente [29]

En la electromiografía se registran las diferencias de potencial eléctrico, siendo señales muy pequeñas, del orden de 50 μ V hasta 5 mV, que requieren amplificación. Generalmente la ganancia de amplificación es mayor a 1000. Para reducir la interferencia en la señal se intenta que la impedancia de la piel sea baja.

✓ **Sonoelastografía**

La imagen obtenida por Sonoelastografía (SE) permite evaluar de manera no invasiva la consistencia, elasticidad o dureza de los tejidos por medio de un software que correlaciona de manera semicuantitativa una escala de colores con el grado de elasticidad de un tejido, analizando la imagen antes y después de una compresión aplicada al tejido evaluado.

La SE constituye una nueva herramienta de diagnóstico al permitir la identificación de variaciones en la rigidez del tejido y ha sido usada para evaluar algunas alteraciones.

La metodología incluye la generación de una fuerza remota radiante originada por haces ultrasónicos focalizados: cada haz pulsátil genera vibración remota que resulta en la propagación de ondas transitorias de corte, que son transmitidas a distintas profundidades en un plano cuasi frontal, que se propaga en conjunto a través de la imagen de la zona de interés. La señal cuenta con un código de color y aparece como un mapa de elasticidad (módulo de Young) [31] [32].

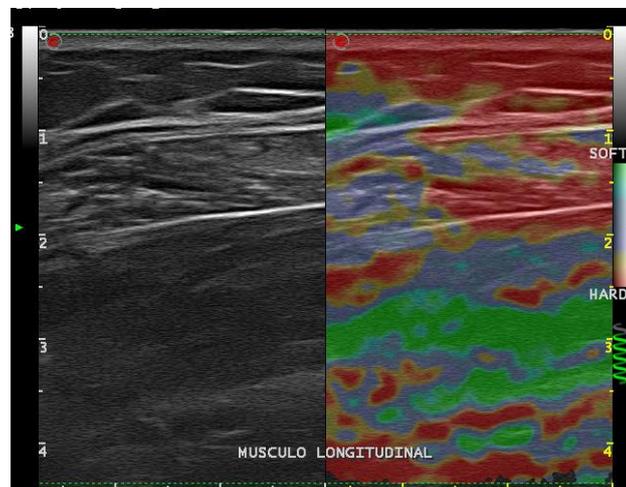


Figura 2.4. Imagen en eje largo de un músculo donde se muestra la escala de colores de la Sonoelastografía. Fuente [32]

Las mediciones ultrasonográficas han demostrado que la geometría del músculo no tiene una relación lineal relacionada con la actividad muscular evaluada con otros métodos como EMG, especialmente cuando la rigidez del músculo se ve incrementada durante una contracción leve o moderada, como cuando existen cambios en la arquitectura del músculo, como en la reducción del área transversal y el incremento de la rigidez de la fibra muscular aumento en el depósito de grasa.

2.3. PROPAGACIÓN DE LAS ONDAS EN TEJIDO MUSCULAR

2.3.1. Características físicas de las ondas acústicas.

✓ *Ondas acústicas*

El sonido es una onda. Las ondas son un cambio periódico de estado, variable en el espacio y tiempo, que transportan energía de un lado a otro. Las ondas pueden originarse de forma mecánica (p.ej. el sonido) o electromagnética (p.ej. la luz).

Distinguimos entre ondas progresivas, que se propagan en el espacio, y ondas estacionarias, en las cuales, a causa de la interferencia entre dos movimientos ondulatorios iguales y de signo contrario, puntos individuales (nodos) permanecen en reposo. En el caso de las ondas longitudinales la oscilación tiene lugar en la dirección de propagación, en el caso de un perfil de onda sinusoidal se habla de ondas armónicas; en caso de una elevación brusca de perfil de la onda, de ondas de choque. Por el contrario, en las ondas transversales la oscilación tiene lugar en forma perpendicular a la dirección de propagación. El hueso es el único tejido humano capaz de crear ondas transversales.

El sonido es una onda longitudinal mecánica, cuyo movimiento de partículas es paralelo a la dirección del viaje de la onda. Es energía vibracional que, a diferencia de la luz, necesita un medio elástico deformable para su propagación.

Las ondas sonoras transfieren su energía mecánica al medio, provocando oscilaciones de sus moléculas alrededor de su posición de equilibrio y cambios periódicos de la presión, densidad y temperatura del medio. La presión, densidad y temperatura del medio, así como el movimiento de las partículas, son variables acústicas (cambian en función del tiempo y espacio).

Un ciclo es la variación completa de una variable acústica. Este ciclo se repite una y otra vez. Los sonidos audibles, son aquellos sonidos cuyos cambios de presión pueden ser detectados por el oído humano. Los ultrasonidos son oscilaciones mecánicas como los sonidos audibles, pero con frecuencias por encima de la banda perceptible acústicamente.

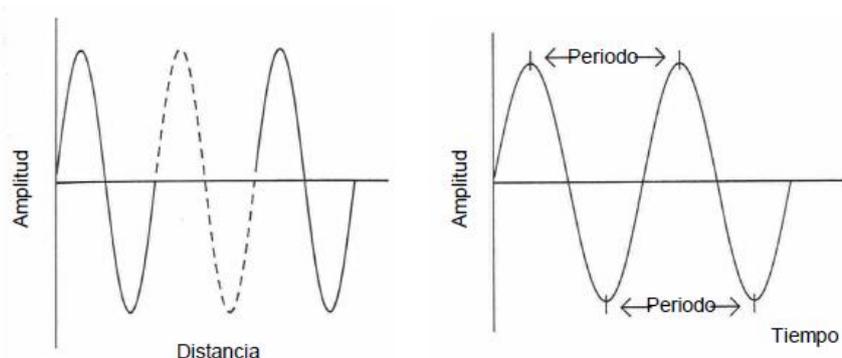


Figura 2.5. Ciclo: Variación completa de una variable acústica y Periodo: Tiempo invertido por la onda para completar un ciclo, o para ocupar dos posiciones sucesivas iguales. Fuente [33]

Los sonidos se pueden clasificar dependiendo de la frecuencia a la que emitan:

1. Infrasonidos 0 – 20 Hz
2. Sonidos audibles 20 Hz – 20 kHz
3. Ultrasonidos 20 kHz – 1GHz
4. Hipersonidos > 1 GHz

En el diagnóstico médico se suele utilizar la banda de frecuencias comprendida de 1 a 20 MHz.

✓ **Propagación de ondas**

La propagación es la transmisión del sonido desde su origen. Para ello necesita un medio de propagación. En gases, líquidos, y cuerpos sólidos elásticos se propagan como ondas longitudinales, y en cuerpos sólidos, también en forma de ondas transversales. Durante el proceso se produce un transporte de energía, así como interacciones con el medio afectado.

La velocidad de propagación (c) es el desplazamiento de una onda en un medio por unidad de tiempo. Se mide en m/s. Diferenciar de velocidad de partículas, que es la amplitud de velocidad (velocidad máxima) a la que vibran las partículas desde su posición de reposo en el medio, en el curso de propagación de una onda sónica.

La velocidad de propagación en un medio A será constante y determinada por la relación:

$$c_A = f \times \lambda$$

Esta es la ecuación más importante del sonido diagnóstico. Luego la velocidad depende de:

1. La longitud de onda.
2. La frecuencia. El cambio en la velocidad con la frecuencia es pequeño(<1%).
3. El medio de propagación.
4. La temperatura del medio de propagación. Es una leve dependencia, que en la práctica habitual no tiene repercusión.

Los parámetros del medio que condicionan la velocidad de propagación de la onda acústica son:

1. Densidad (ρ): Expresa la proximidad de las moléculas del medio, o concentración de materia. Se expresa en masa por unidad de volumen (kg/m³). De menor a mayor: < AIRE-AGUA-GRASA-TEJIDOS BLANDOS-HUESO >
2. Elasticidad (E): Expresa la capacidad del medio para recuperar su forma y tamaño original tras la aplicación de una fuerza. La distorsión creada depende de la fuerza

aplicada y de las propiedades elásticas del objeto, determinadas por interacciones moleculares.

3. Compresibilidad (K): Indica la fracción de volumen que disminuye al aplicar una presión en un objeto.

La diferencia de velocidad de propagación entre los distintos medios del cuerpo humano es pequeña, exceptuando el diferencial entre pulmones (aire) y hueso. Por eso, se calcula un valor promedio de las velocidades de distintos medios biológicos, a excepción del hueso (1540 m/s).

Tabla 1 Velocidad de propagación de ondas sónicas en diferentes medios.	
Material	Velocidad (m/s)
Materiales anorgánicos	
Aire (0º)	322
Aire (20º)	343
Etanol	1180
Goma	1479
Agua	1485
Cobre	4700
Acero	5850
Tejidos humanos	
Pulmón	650
Grasa	1460
Hígado-riñón	1550
Cerebro	1560
Sangre	1575
Músculo	1580
Hueso	4080
Valor promedio tejido corporal	1540

La impedancia (z), o también llamada resistencia sonora, traduce la resistencia del medio a la propagación de la onda sonora. Es elevada para sólidos y baja para líquidos, partes blandas y gases. Es igual a la densidad por la velocidad de propagación. Aumenta al aumentar la densidad y la elasticidad. No depende de la frecuencia. Se expresa en $\text{Kg/m}^2/\text{s}$ y su unidad es el rayl.

2.3.2. Propiedades biomecánicas del tejido muscular

Las propiedades biomecánicas del sistema musculo esquelético son difíciles de evaluar debido a que sus componentes anatómicos están constituidos por tejidos altamente especializados, con un complejo desempeño funcional tanto activo como pasivo. Estas propiedades son importantes dentro de la aplicación médica, por su utilidad diagnóstica, terapéutica y pronóstica de distintas entidades clínicas, por lo que al conocer las propiedades mecánicas del músculo se puede entender mejor la función muscular y los mecanismos responsables de las adaptaciones a las cuales es sometido el músculo (demandas agudas y crónicas).

El sistema muscular se constituye por tres tipos de músculos: cardíaco, liso (no estriado o involuntario) y esquelético (estriado o voluntario). El músculo esquelético (ME) es el tejido más abundante en el cuerpo humano (40%-45% del peso corporal total), existen más de 430 pares de músculos, pero los movimientos más vigorosos son realizados por aproximadamente 80 de ellos. Los músculos proporcionan fuerza y protección, distribuyendo cargas biomecánicas y absorbiendo impactos, permitiendo a los huesos y articulaciones moverse, y mantienen la postura corporal ante distintos tipos de fuerza. Los músculos esqueléticos realizan trabajo estático (control postural del cuerpo) y dinámico (locomoción y posicionamiento de segmentos corporales en el espacio). [33][34][35]

Tabla 2. Principios básicos físicos de los tejidos

Concepto	Definición
Elasticidad	Parte de la mecánica que estudia las deformaciones de los cuerpos bajo la acción de fuerzas. Es importante en las ciencias de la vida porque predice las deformaciones de los materiales biológicos y, en concreto, músculos y huesos.
Ley de Hooke	Cuando estiramos o comprimimos un muelle, éste cambia su longitud y reacciona ejerciendo una fuerza recuperadora de sentido opuesto al de la fuerza aplicada y cuyo módulo aumenta con la deformación. El equilibrio se alcanza cuando la fuerza recuperadora es igual a la aplicada.
Módulo de Young	Si a un cuerpo sólido le aplicamos dos fuerzas opuestas de igual módulo no se acelerará, dado que éstas se compensan, pero sí se deformará, en mayor o menor grado. La deformación dependerá del módulo de las fuerzas (que, en este caso, recibe el nombre de tensión)
Flexión	La tracción y la compresión son deformaciones homogéneas, porque todos los puntos del cuerpo sufren la misma tensión y, en consecuencia, se deforman igual. La flexión es una deformación heterogénea, mezcla de la tracción y la compresión
Coefficiente de Poisson	Es un concepto de deformación volumétrica y se presenta cuando aplicamos un esfuerzo de compresión a una barra (al mismo tiempo que se alarga, se ensancha). Este coeficiente se describe en función al módulo de Young y varía entre 0 y $\frac{1}{2}$.
Efecto Doppler	Consiste en el cambio de frecuencia que experimenta una onda cuando el emisor, el receptor o ambos se mueven con respecto al medio de propagación. Se trata de un fenómeno ondulatorio general.
Atenuación de una onda	Cuando una onda de cualquier tipo atraviesa un material pierde paulatinamente intensidad como consecuencia de su interacción con el material, decimos que la onda se atenúa. Sea cual fuere el mecanismo de atenuación, lo normal es que la intensidad perdida en una estrecha capa de material sea proporcional a la anchura de dicha capa.
Cristal piezoeléctrico	Al aplicar un pulso voltaico al cristal piezoeléctrico libera y produce un sonido en una frecuencia de resonancia específica. Además, si se aplica una fuerza mecánica al cristal piezoeléctrico, aparecerá un potencial eléctrico (utilidad como transductor ecográfico que sirve como transductor y receptor a la vez); actualmente se usan conductores de circonio y titanio.

2.4. MOTOR IMAGERY

Motor Imagery es un proceso mental por el cual un individuo ensaya o simula una acción determinada. Es ampliamente utilizado en el entrenamiento deporte como práctica mental de la acción, la rehabilitación neurológica, y también se ha empleado como un paradigma de investigación en neurociencia cognitiva y la psicología cognitiva para investigar el contenido y la estructura de los procesos encubiertos (es decir, inconsciente) que preceden a la ejecución de acción. [36] [37]

Una de las hipótesis en la cual se está trabajando es que las imágenes de motor están relacionadas con las mismas propiedades que las representaciones de motor, y por tanto tienen una estrecha relación funcional el movimiento imaginado con el movimiento generado.

El hecho de que la sincronización de los movimientos simulados sigue las mismas restricciones que los movimientos realmente ejecutados es consistente con esta hipótesis. En consecuencia, muchos mecanismos neuronales se activan durante el Motor Imagery, según lo revelado por un fuerte aumento de reflejos tendinosos en las extremidades cuando se realiza la imaginación del movimiento, y por los cambios que se correlacionan con el nivel de esfuerzo mental.

En el nivel cortical, un patrón específico de activación, que se parece mucho la de ejecución de la acción, se observa en las zonas dedicadas al control de motor. Esta activación puede ser el sustrato para los efectos del entrenamiento mental.

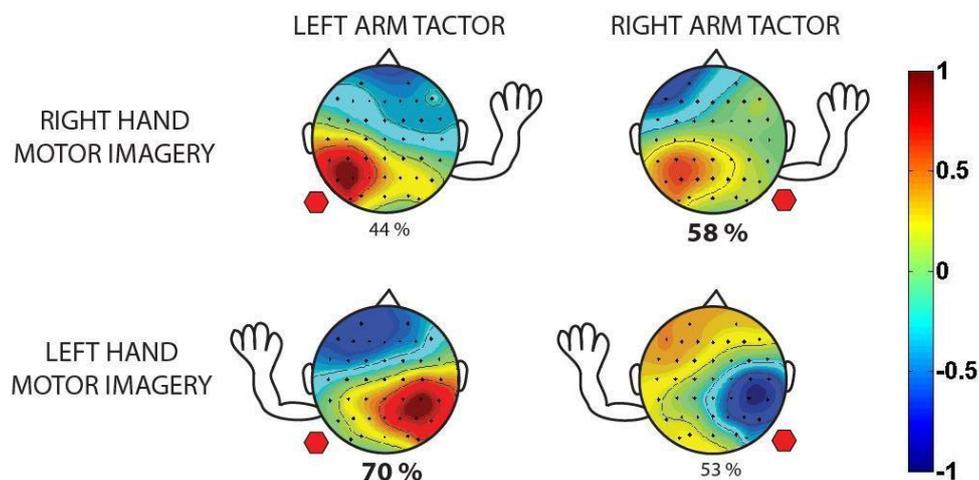


Figura 2.6: Diagrama de activación del sistema motor en algunos movimientos con Motor Imagery. Fuente [55]

Este modelo implica un almacenamiento en la memoria a corto plazo de una "copia" de los diversos pasos de representación. Estos recuerdos se borran cuando una acción que corresponde al objetivo se lleva a cabo. Por el contrario, si se ejecuta de forma incompleta o no se ejecuta, el sistema entero permanece activado y el contenido de la representación se ensaya.

La idea general es que las imágenes de motor son parte de un fenómeno más amplio (la representación motor) relacionada con la intención y la preparación de movimientos.

El proceso de representación motora, proceso que normalmente se realiza inconscientemente, se puede acceder bajo ciertas condiciones: Motor imagery es una representación de motor consciente. De acuerdo a esta definición, las imágenes están dotadas con las mismas propiedades que las de la representación motora, es decir, tienen la misma relación funcional el movimiento imaginado o representado y el mismo papel causal en la generación de este movimiento [39].

Hay al menos dos maneras de tratar con imágenes de motor. Uno es el enfoque cognitivo, utilizando la metodología psicológica para revelar la estructura y el contenido del fenómeno mental. El otro es más fisiológico.

2.4.1. Tratamiento de Motor Imagery

Una influyente teoría (la teoría de la doble codificación [39]) en relación con el estado cognitivo de imágenes mentales consiste en dividir el aparato cognitivo en dos modos diferentes de generación, la verbal y los modos no verbales. Las imágenes pertenecerían a este último de modo.

Las imágenes de motor son difíciles de transferir a un código verbal. Es difícil, si no imposible describir la coordinación de los movimientos necesaria para la natación, por ejemplo. A pesar de estar mal codificado verbalmente, sin embargo, las representaciones motoras son cognitivamente accesibles, utilizando métodos indirectos. Como ejemplo de este enfoque, Klatzky y sus compañeros han demostrado muy bien que algunos aspectos de los movimientos realizados durante las interacciones con los objetos son conscientemente accesibles, y que tal conocimiento se refleja en el rendimiento del motor.

Los sujetos pueden indicar de forma fiable, que parte usarían al interactuar con un objeto dado y, a la inversa [40]. Más recientemente, [41] estudiaron la forma funcional de las interacciones con los objetos y su representación. Ellos encontraron que los sujetos pueden determinar cognitivamente que se efectúen las acciones por efectores proximales (el brazo) o efectores distales (la mano), o que la configuración de la mano tendría que ser utilizado para una acción determinada. Estas distinciones corresponden con el patrón motor que se observa cuando se realizan acciones orientadas a objetos reales.

La posibilidad de acceder al contenido de imágenes de motor a través de un análisis de las acciones simuladas mentalmente se ha investigado mediante el uso de un tiempo de reacción paradigma. Georgopoulos y Massey [42] estudiaron el tiempo de reacción medido en sujetos que eran pedido para mover un objeto en un ángulo dad. Se encontró que la duración del tiempo de reacción aumentaba con respecto a los movimientos normalmente dirigidos al objetivo visual. Además, este aumento en la reacción del tiempo era una función de la amplitud del ángulo. Los autores interpretan este hallazgo por la hipótesis de que los sujetos giran mentalmente el vector de movimiento hasta que llega al ángulo deseado, y que el tiempo necesario para que esta rotación es mayor para ángulos grandes.

2.4.2. ¿Cuál es la situación de Motor Imagery entre los otros fenómenos motores, tales como intención del motor, preparación o ejecución?

Una vez más, hay varias maneras posibles de hacer frente a este problema. Una primera hipótesis establece que la simulación de un movimiento es el mismo que en realidad llevarlo a cabo, salvo que la ejecución se bloquea. Una hipótesis alternativa establece que la simulación mental se limita a ensayar primeras etapas de la acción, muy por delante de la ejecución. Mientras que la primera hipótesis genera predicciones, la segunda es sobre todo una hipótesis por defecto.

Correlatos fisiológicos se han registrado en muchos experimentos que implican Motor Imagery. La actividad en la electromiografía (EMG) aumenta con la respecto al resto durante la simulación motora. Jacobson [43] describió que hay micromovimientos y aumento de la EMG en aquellos miembros que participan en los movimientos imaginarios. Shaw [44] encontró en la EMG que el aumento es proporcional a la cantidad de esfuerzo mental

El hecho de que la actividad muscular es a veces parcialmente bloqueada durante la simulación motora subraya el delicado equilibrio entre la excitación e influencias inhibitorias en el nivel de las motoneuronas. El hecho de que la simulación mental de movimiento activa la salida del motor fue confirmada por un estudio reciente de la excitabilidad espinal durante el Motor Imagery [45]. El principal resultado de este experimento era que la excitabilidad de las neuronas motoras, se incrementó durante la simulación mental.

2.4.3. Los efectos del entrenamiento mental

Si se tiene en cuenta las fuertes relaciones de imágenes de motor en el sustrato neural, es lógico esperar que los cambios producidos durante la imaginación afectaran al rendimiento del motor. Por el contrario, los cambios observados podrían representar una explicación para los efectos conocidos que surjan como resultado del entrenamiento mental.

La influencia del entrenamiento mental utilizando imágenes de motor en el rendimiento del motor ha sido recientemente reevaluado y confirmado por varios experimentos [46]. Se ha demostrado que entrenamiento mental no sólo afecta el rendimiento del motor global, sino también los aspectos del rendimiento que normalmente cree que son los resultados más específicos de entrenamiento, tales como la reducción de la variabilidad y el aumento de la consistencia temporal.

Una relevante observación fue hecha por Gandevia y Rothwell [47]: se demostró que 'concentrarse' en un músculo de la mano sin activar aumentó el efecto de subumbral de la estimulación de la zona cortical correspondiente a ese músculo (y no de otros músculos). Por lo tanto, hay una mejora selectiva de la capacidad de respuesta cortical durante la imaginación o procesos relacionados.

2.4.4. Modelo de acciones

La primera hipótesis del modelo funcional (y, posiblemente, anatómica) es que los niveles de representación están organizados jerárquicamente. Esta jerarquía puede ser concebida como una secuencia de los diferentes módulos. La activación de los módulos tiene que seguir un preciso orden, de forma que el modelo interno global de la acción active un plan adecuado, que a su vez active los programas de motor, etc.

Esta concepción de la generación de la acción está en de acuerdo con los modelos anteriores. Arquitecturas jerárquicas similares a los de equipo programados se utilizan a menudo para conceptualizar los planes de acción en los que se representaban acciones como secuencias de pasos que involucran pruebas y operaciones.

La otra característica importante del modelo propuesto es que implica el control de mecanismos que se activan en paralelo con la corriente principal de la información. Estos mecanismos de control implican un almacenamiento de las operaciones realizadas en cada nivel como muchos recuerdos de motor, ya que hay niveles.

Estas memorias se utilizan como un comparador para controlar el desarrollo de la acción. Referencias recogidas en la periferia documentan el estado actual de la acción que se introducen en los recuerdos de motor y puede ser utilizado para indicar su grado de cumplimiento. Si la acción deseada se ha completado, las referencias y el contenido de las memorias coincidirán, y éste será borrado. Si la acción es incompleta, la actividad residual persiste en la memoria: esta reactivará los módulos correspondientes y generar correcciones. Por último, si la acción deseada no llevará a cabo, los recuerdos permanecerán plenamente activados, que a su vez mantendrán la totalidad sistema activado

Cabe señalar que, en condiciones de ejecución normal (es decir, cuando el ejecutado y las acciones representadas coinciden), generalmente no hay conciencia sobre el contenido de la representación en cualquier nivel y ninguna imagen se experimenta. Esto se explica por el hecho de que imágenes de motor y ejecución tienen diferentes constantes de tiempo. Debido a que las imágenes, a diferencia ejecución, implica la conciencia subjetiva, se tarda más en aparecer. Si las imágenes de realidad ocurrieran en condiciones de ejecución normal, se retrasaría con respecto a la acción correspondiente.

2.5. FONOMIOGRAFIA

La electromiografía de superficie (SEMG) y la mecanomiografía (MMG) son técnicas destinadas a registrar la actividad muscular. Mientras la primera registra la actividad eléctrica de las fibras musculares, la segunda registra la vibración mecánica originada la actividad muscular. El objetivo de este trabajo fue registrar y caracterizar la señal de MMG utilizado acelerómetros de tecnología MEMS.

Actualmente hay disponibles en el mercado acelerómetros en circuitos integrados con tecnología MEMS (Microelectromechanical Systems), de tamaño reducido y bajo peso. La amplitud de la salida en tensión de los acelerómetros es proporcional a unidades de aceleración en m/s^2 o bien múltiplos de g , siendo $g = 9,81 m/s^2$, y, además, en un solo integrado miden la aceleración en los tres ejes espaciales (x , y y z).

El rango de amplitud de las señales registradas fue de $\pm 0,1 g$ a $\pm 0,19 g$, con un ancho de banda desde unos pocos Hz hasta 50 Hz. El análisis estadístico mostró que la señal de MMG tiene una distribución no gaussiana y la amplitud, cuantificada mediante el valor cuadrático medio, no se mantiene constante cuando se realizan contracciones musculares sucesivas al máximo valor voluntario.

Por lo tanto, si bien la señal de MMG puede ser registrada con relativa facilidad, es necesario investigar con mayor rigor las características de la misma, a fin de determinar cuáles son los procesamientos que se pueden aplicar a esta señal para usarla en el estudio de la fisiología de la contracción muscular, la fatiga o el control de dispositivos ortésicos o protésicos.

La Mecanomiografía, durante mucho tiempo, ha sido considerada como el estándar de oro de la monitorización neuromuscular porque mide la fuerza real creado por contracción muscular. Sin embargo, tiene sus limitaciones, en particular señales inestables y procedimientos de configuración difíciles, que requieren juntas especiales de brazo. Además, no se puede utilizar fácilmente en varios músculos de interés, como el corrugador, que refleja el bloqueo neuromuscular en los músculos más profundos, tales como la laringe.

La validación de otros métodos de monitorización neuromuscular ha sido afectada por el hecho de que la medición de la fuerza de contracción de algunos músculos, por ejemplo el corrugador, que es uno pequeño de la ceja, no es fácilmente posible con los mismos transductores de fuerza utilizados para mecanomiografía. Por lo tanto, hemos desarrollado un método mecanomiográfica similar al método inicial.

Recientemente, la fonomiografía ha sido descrita como un nuevo método de monitorización neuromuscular. El método se basa en el hecho de que la contracción del músculo evoca sonidos de baja frecuencia, que puede ser grabado usando micrófonos especiales. Inicialmente, este método se llama miografía acústico y utiliza micrófonos de cámara de aire voluminosos, que eran difíciles de aplicar y no fueron capaces de detectar frecuencias inferiores a 20 Hz. Los resultados de los primeros estudios fueron discrepantes

para el funcionamiento de este método y de acuerdo con los métodos establecidos de monitoreo neuromuscular. En estudios recientes se utilizaron pequeños micrófonos de condensador para detectar mejor las frecuencias más bajas. Determinan características de la señal y la respuesta de frecuencia del bloqueo neuromuscular.

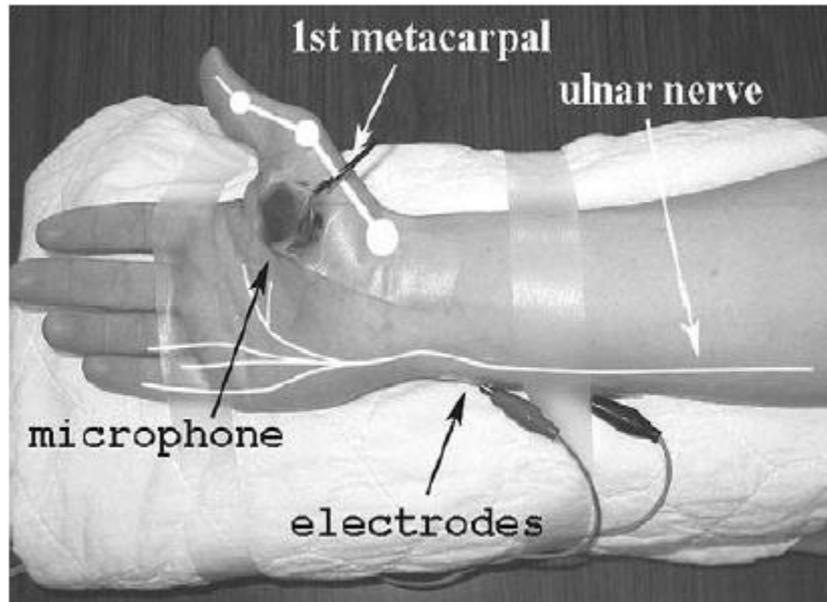


Figura 2.7. Posicionamiento de los micrófonos para monitorear el bloqueo neuromuscular en el aductor del pulgar (tenar región). El brazo se fija a un tablero brazo rutina utilizando una cinta de pegado. El pulgar está libre para moverse en respuesta a la estimulación. Fuente [46]

Es aplicable a todos los músculos de interés en la investigación neuromuscular. El impulso mecánico de contracción crea ondas de presión, que pueden ser detectados con un micrófono. Las señales de baja frecuencia, que se generan a partir de vibraciones resonantes de las fibrillas musculares, deben reflejar las características de un músculo específico. El monitoreo se hace difícil cuando grandes capas de grasa yacían entre el músculo y la piel con el dispositivo de control adjunto. Obviamente estos problemas rara vez se producen cuando se utilizan músculos de la mano, por ejemplo. La cantidad de grasa localizada entre el músculo y la piel también parece causar cambio en la forma de onda de la señal acústica desde el músculo vasto medial. Ejemplos de señales acústicas procedentes de pacientes con diferente distribución de la grasa se presentan en la Figura 2.8.

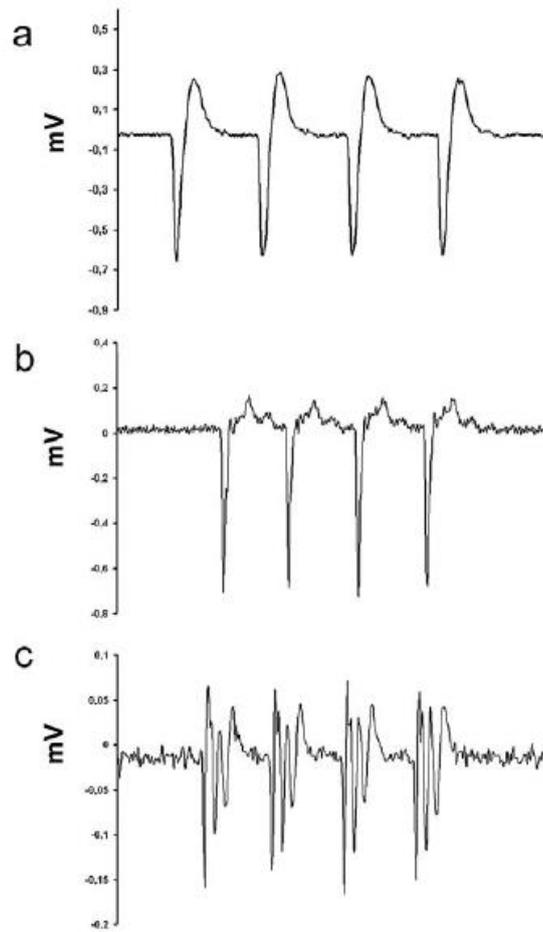


FIGURA 2.8 Comparación cualitativa entre las señales desde el aductor del pulgar (a), el músculo vasto medial de un muslo con una baja proporción de grasa (b) y el vasto medial del músculo de un muslo con una alta proporción de grasa (c). Figuras a y b muestran una señal fonomiografica típica con una onda de la señal bifásica. Figura c presenta una señal acústica multifásico, en un patrón de rebote. Líneas de puntos muestra la medición de pico a pico de la amplitud de la señal. Fuente [46]

Las señales desde el muslo con una alta proporción de grasa se caracterizan por una o dos repeticiones de la señal, en un patrón de rebote. Nuestra hipótesis es que la respuesta acústica depende del foco de estimulación y las características físicas de la pierna y el vasto interno (formación de músculo, de distribución de la grasa).

El micrófono puede ser fácilmente pegado a la superficie de la piel y proporciona incluso la superficie de contacto sin una cámara de aire. Cerrar, incluso el contacto entre el micro de condensador y la superficie de la piel es importante y tiene que mantenerse durante todo el período de seguimiento.

Capítulo 3. Descripción experimental

“La teoría es asesinada tarde o temprano por la experiencia”

Albert Einstein

3.1. MATERIAL UTILIZADO.

Para la realización de este proyecto se ha necesitado de una serie de material para crear la herramienta de medida.

El utensilio principal son los micrófonos MEMS, ya que gracias a éstos podremos recoger las señales características del sistema muscular. Otro punto muy importante es la tarjeta de adquisición de datos. En algunas ocasiones, viene integrada junto al micrófono MEMS, incluso, en otras ocasiones simplemente con conectar el micrófono convenientemente al PC se podría comenzar la adquisición de datos. A continuación, describiremos las características técnicas de dichos micrófonos.

3.1.1. Micro MEMS

Sistemas Micro electromecánicos (Microelectromechanical Systems, MEMS) se refieren a la tecnología electromecánica, micrométrica y sus productos, y a escalas relativamente más pequeñas (escala nanométrica) se fusionan en sistemas nano electromecánicos (Nanoelectromechanical Systems, NEMS) y Nanotecnología.

MEMS en general varían en tamaño desde un micrómetro (una millonésima parte de un metro) a un milímetro (milésima parte de un metro). En este nivel de escala de tamaño, las construcciones de la física clásica no son siempre ciertas. Debido a la gran superficie en relación al volumen de los MEMS, los efectos de superficie como electrostática y viscosidad dominan los efectos de volumen tales como la inercia o masa térmica.

El análisis de elementos finitos es una parte importante del diseño de MEMS. La tecnología de sensores ha hecho progresos significativos debido a los MEMS. La complejidad y el rendimiento avanzado de los sensores MEMS han ido evolucionando con las diferentes generaciones de sensores.

El potencial de las máquinas muy pequeñas fue apreciado mucho antes de que existiera la tecnología que pudiera construir las. Los MEMS se convirtieron en prácticos una vez que pudieran ser fabricados utilizando modificación de tecnologías de fabricación de semiconductores, normalmente utilizadas en electrónica. Estos incluyen moldeo y galvanoplastia, grabado húmedo (KOH, TMAH) y grabado en seco (RIE y DRIE), el mecanizado por electro descarga (EDM), y otras tecnologías capaces de fabricar dispositivos muy pequeños.

Uno de los mayores problemas de los MEMS autónomos es la ausencia de micro fuentes de energía con alta densidad de corriente, potencia y capacidad eléctrica.

✓ **Micrófono MEMS**

Los micrófonos MEMS también se llaman chips de micrófono o micrófono de silicio. Un diafragma sensible a la presión está grabado directamente en una oblea de silicio por técnicas de procesamiento de MEMS, y por lo general se acompaña con preamplificador integrado. La mayoría de los micrófonos MEMS son variantes del diseño del micrófono de condensador. MEMS digitales micrófonos han construido en analógico-a-digital (ADC) circuitos en el mismo chip CMOS haciendo que el chip de un micrófono digital y así más fácilmente integrado con productos digitales modernos. Los principales fabricantes que producen micrófonos MEMS de silicio son Wolfson Microelectrónica (WM7xxx) ahora Cirrus Logic, Analog Devices, Akustica (AKU200x), Infineon (producto SMM310), Knowles Electronics, MemsTech (MSMx), NXP Semiconductors (división comprada por Knowles), Sonion MEMS, Vesper, Tecnologías acústicas AAC, y Omron.

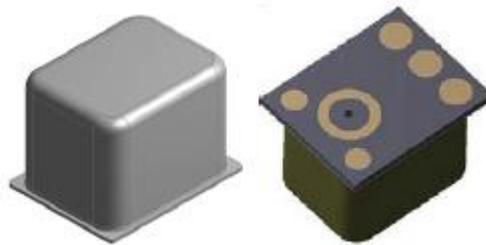


Figura 3.1. Micrófono MEMS. Fuente [50]

Más recientemente, se ha aumentado el interés y la investigación en la fabricación de MEMS micrófonos piezoeléctricos que son un cambio de arquitectura y materiales significativos a partir de diseños MEMS estilo condensador existentes.

✓ **Modelo ICS-40300 de InvenSense**

El ICS-40300 * tiene un bajo nivel de ruido, alta SPL micrófono MEMS con una respuesta extendida de baja frecuencia. Se compone de un elemento de micrófono MEMS y un amplificador convertidor de impedancia. La respuesta de baja frecuencia ICS-40300 hace que sea una excelente opción para aplicaciones que requieren una adaptación de fase precisa. Tiene una respuesta lineal hasta 130 dB SPL. Ofrece extensión de baja frecuencia hasta 6 Hz, lo que resulta en excelentes características de fase en el rango de audio. Bajo consumo de corriente permite batería de larga duración para aplicaciones portátiles. El ICS-40300 está disponible en las medidas 4.72 mm x 3.76 mm x 3.5 mm. Es soldadura por reflujo compatible con ninguna degradación sensibilidad. Su SRN es de 63 dBA.

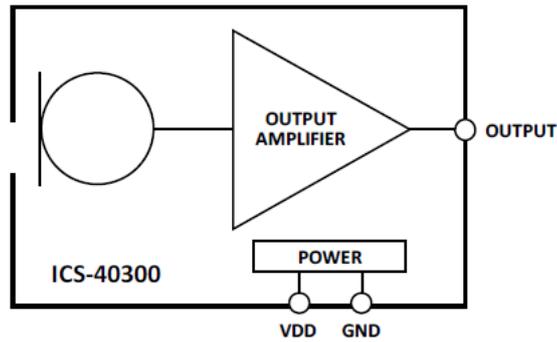


Figura 3.2. Modelo Funcional Fuente [50]

PARAMETER	CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNITS
PERFORMANCE					
Directionality			Omni		
Sensitivity	1 kHz, 94 dB SPL	-47	-45	-43	dBV
Signal-to-Noise Ratio (SNR)			63		dB
Equivalent Input Noise (EIN)			31		dB SPL
Dynamic Range	Derived from EIN and maximum acoustic input		99		dB
Frequency Response	Low frequency -3 dB point		6		Hz
	High frequency -3 dB point		>20		kHz
Total Harmonic Distortion (THD)	105 dB SPL		0.2	1	%
Power-Supply Rejection (PSR)	217 Hz, 100 mV _{p-p} square wave superimposed on V _{DD} = 1.8 V		-80		dBV
Power-Supply Rejection Ratio (PSRR)	1 kHz, 100 mV _{p-p} sine wave superimposed on V _{DD} = 1.8 V		-55		dB
Acoustic Overload Point	10% THD		130		dB SPL
POWER SUPPLY					
Supply Voltage (V _{DD})		1.5		3.63	V
Supply Current (I _s)	V _{DD} = 1.8 V		180	220	μA
	V _{DD} = 3.3 V		210	250	μA
OUTPUT CHARACTERISTICS					
Output Impedance (Z _{OUT})			200		Ω
Output DC Offset			0.8		V
Maximum Output Voltage	130 dB SPL input		0.355		V rms
Noise Floor	20 Hz to 20 kHz, A-weighted, rms		-108		dBV

Tabla 3. Características Eléctricas micro MEMS

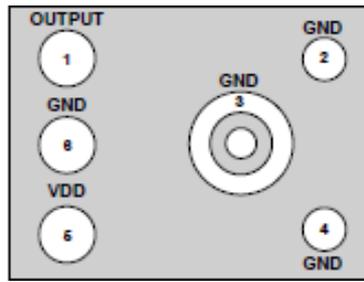


Figura 3.3. Configuración de Pines Fuente [50]

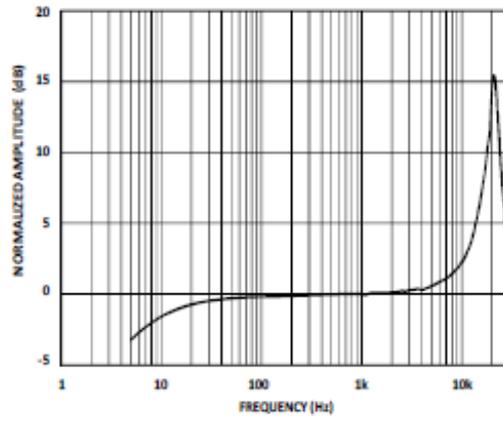


Figura 3.4. Respuesta en frecuencia. Fuente [50]

3.2. SOFTWARE NECESARIO

El software libre utilizado para el tratamiento de los audios, una vez adquiridos con el micrófono, es el programa Praat.

Praat es una herramienta específica en estudios científicos de lingüística, que se encarga de analizar el espectrograma de sonidos grabados.

Es capaz de leer sonidos registrados directamente con el programa o mediante ficheros de audio. Una vez cargado el sonido a analizar, puede generarse una gráfica de onda y editar los registros para comprobar la entonación, intensidad, volumen de voz y otros aspectos más complejos.

Para un análisis más exhaustivo, Praat es capaz de segmentar fragmentos de sonido o filtrarlos por frecuencia. También se pueden automatizar todos estos procesos mediante scripts.

El entorno de Praat es el siguiente:

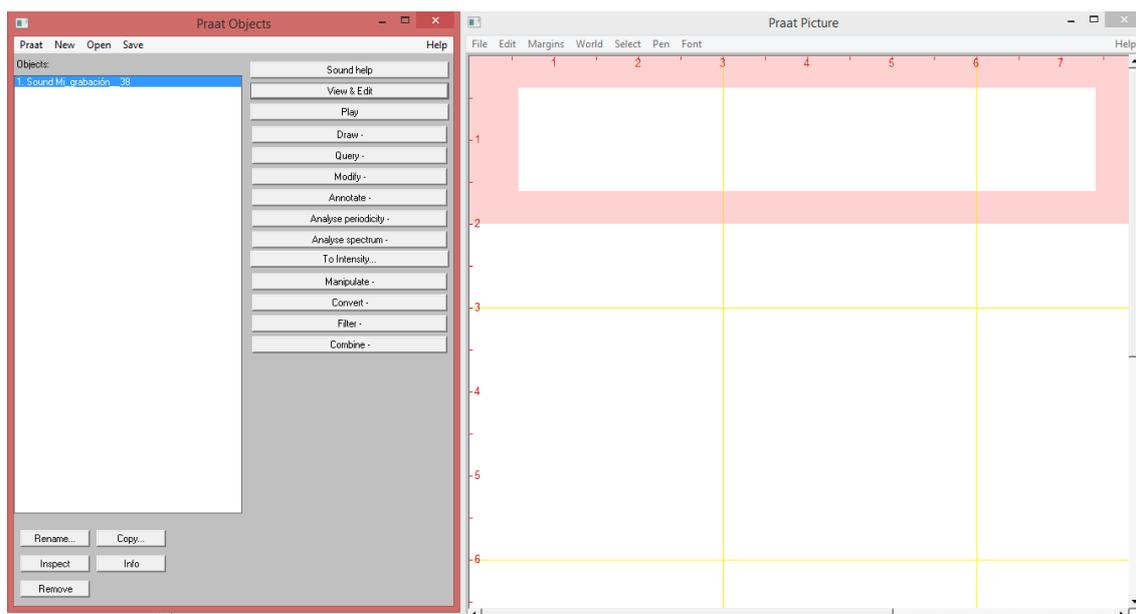


Figura 3.5. Entorno trabajo Praat

✓ *Manual*

En nuestro caso, lo que necesitamos es analizar el espectro, por lo que, a continuación detallaremos los pasos necesarios.

- Abrir archivo de audio.
- Una vez esté en la ventana principal, lo seleccionamos, y pulsamos el botón View & Edit.

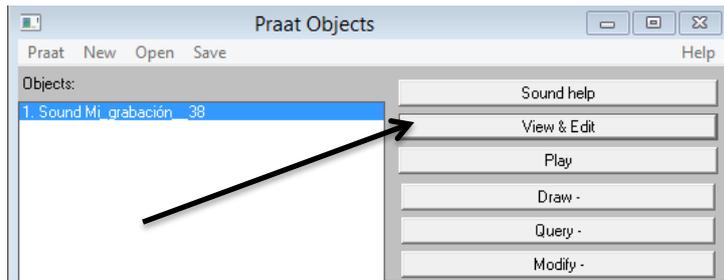


Figura 3.6. Manual Praat 1

- Una vez representado el audio, recortamos la parte que nos interese

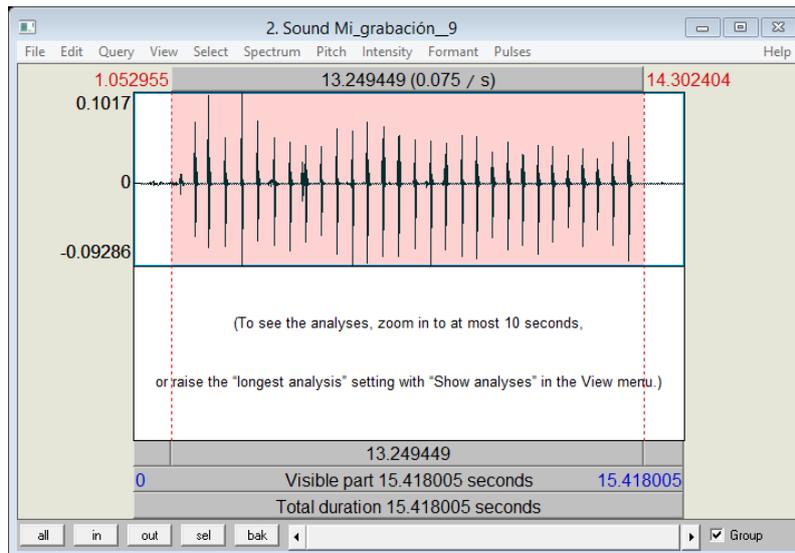


Figura 3.7. Manual Praat 2

- Cuando tengamos seleccionado el segmento, nos vamos al menú spectrum, ubicado en la parte superior de la ventana, y seleccionamos la opción "View Spectral Slide". A continuación se abrirá otra pantalla con la transformada de la señal:

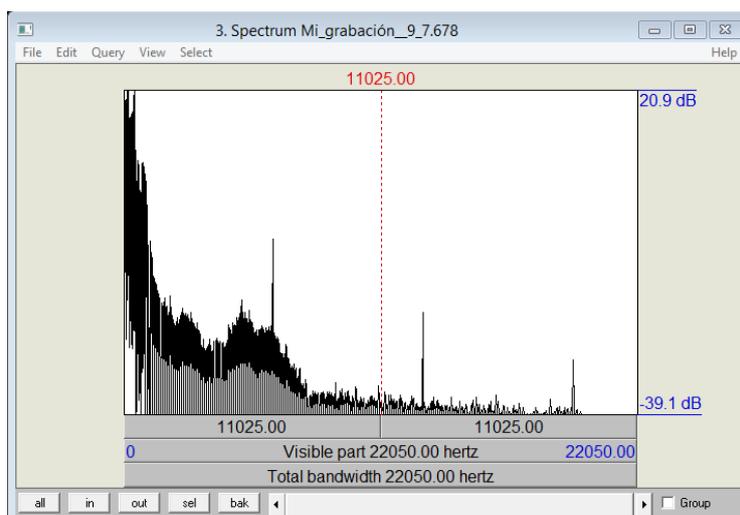


Figura 3.8. Manual Praat 3

- Cerramos las dos ventanas de gráficos, y a la izquierda, en la lista de audios ha aparecido el espectro de la señal listado.
- En la ventana de Praat Picture, seleccionamos la zona donde se desee representar el espectro. Seleccionamos en la lista el espectro y pulsamos "Draw"
- Como queremos analizar las bajas frecuencias, ponemos de freq max 100 Hz y de amplitud entre -40 y 40 dB.

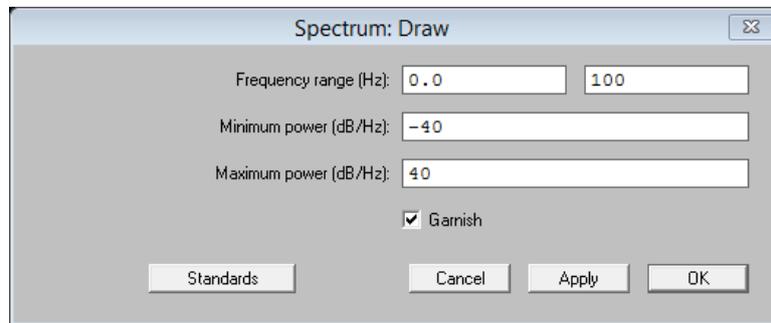


Figura 3.9. Manual Praat 4

- Ya podemos observar el espectro de nuestro audio en la banda de frecuencia que nos interesa:

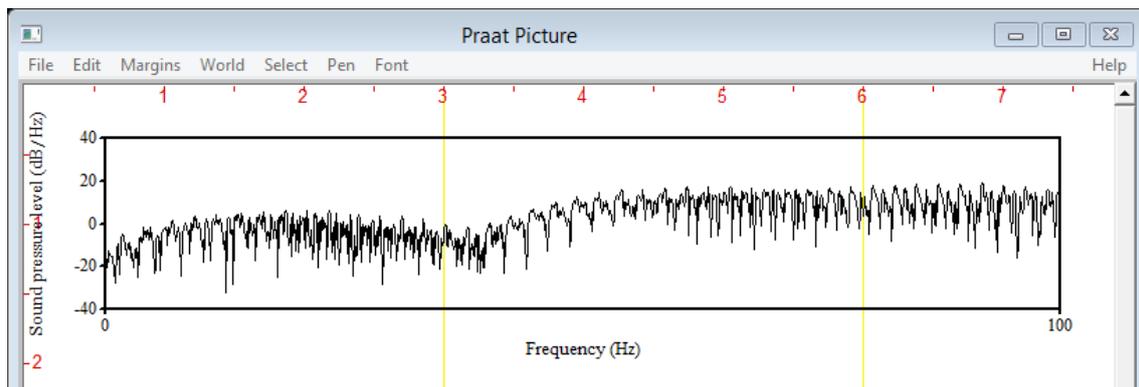


Figura 3.10. Manual Praat 5

- En la ventana pictures se pueden dibujar varias señales a la vez para así compararlas más fácilmente.

3.3. PROCEDIMIENTO DE MEDIDAS

Por problemas técnicos, que describiremos más adelante, fue imposible la realización del trabajo con los micrófonos MEMS.

Éstos han sido sustituidos por un Smartphone, ya que tienen integrados este tipo de micrófonos. El modelo del Smartphone utilizado ha sido el BQ Aquaris E5 FullHD, que dispone adicionalmente de cancelador de ruido.

Como elemento percutor en el músculo, se ha utilizado un lápiz redondo, nuevo y sin goma, ya que así los golpes son más homogéneos posibles.

El experimento consiste en adquirir, pegando el micrófono del Smartphone al músculo deseado, las ondas que se generan al golpear de forma uniforme dicho músculo, para después analizarlas con Praat y sacar las características deseadas de cada una de ellas, así como la comparación entre los resultados. Se recogerán los datos del mismo de tres formas diferentes:

1. En estado de relajación.
2. Imaginando la contracción del músculo.
3. Contrayendo el músculo.

Para ello, se pega el micrófono a la zona deseada, ejerciendo presión sobre la zona, para que capte mejor la señal, y se golpea en el mismo punto, lo más próximo al micrófono posible, 15 golpes de la misma intensidad, equiespaciados en el tiempo con una frecuencia de 2Hz (30 golpes en aproximadamente 15 segundos). Se grabará en audio WAV para poder trabajar mejor con ellas. Una vez realizada la primera medida, es preferible no mover el micrófono y realizar las otras dos, para que así los agentes externos sean los mismos y analicemos exactamente la misma zona.

Se han elegido 6 sujetos, de características diferentes, para ver el resultado en varios ámbitos. Todos ellos se han prestado de forma voluntaria al estudio, conociendo la información del mismo y dando su consentimiento firmado.

- Sujeto 1: Mujer de 27 años. Hace 2 años tuvo una lesión en la rodilla izquierda, lo que hizo que tuviera inmovilizada toda la pierna casi un año. Casi no recibió rehabilitación.
- Sujeto 2: Hombre de 31 años. Practica ejercicio frecuentemente y tiene una complexión musculada.
- Sujeto 3: Hombre de 32 años. Complexión normal.
- Sujeto 4: Mujer de 30 años. Está embarazada y tiene muy poca fuerza por esa causa.
- Sujeto 5: Hombre de 27 años. Complexión normal. Se le hizo el estudio después de una hora de ejercicio cardiovascular.
- Sujeto 6: Mujer de 24 años. Tuvo una operación en la pierna derecha hace 10 años y no tiene sensibilidad en la zona próxima a la cicatriz.

Las medidas se realizarán en ocho zonas del cuerpo, para ver el resultado en músculos con características diferentes

Las zonas elegidas son:

- **Brazos:** Se realizarán en los dos brazos, izquierdo y derecho. Se harán las pruebas en el antebrazo, en los músculos palmares, y en el bíceps, ya que es un músculo en el que la contracción se nota notablemente.



Figura 3.11. Diferentes músculos del brazo. Fuente [54]

- **Piernas:** Se realizarán también en las dos piernas. En este caso los músculos elegidos son el gemelo, por el mismo motivo que el bíceps, la contracción es bastante notoria. El otro músculo será en el muslo, el cuádriceps.

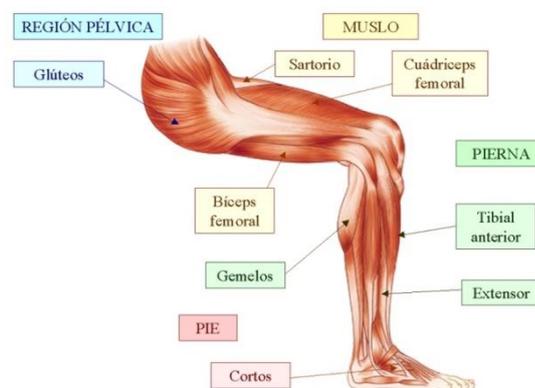


Figura 3.12. Diferentes músculos de la pierna Fuente [54]

Por tanto, las ocho zonas elegidas son:

- Bíceps derecho
- Antebrazo derecho
- Bíceps izquierdo
- Antebrazo izquierdo
- Gemelo derecho
- Cuádriceps derecho
- Gemelo izquierdo
- Cuádriceps izquierdo

3.5. RESULTADOS OBTENIDOS

A continuación, detallaremos los resultados obtenidos más destacables y comparando entre ellos las diferentes medidas realizadas.

3.5.1. Resultados básicos

Estas pruebas se han realizado en el Sujeto 2, de complejión normal, para observar las características básicas. En ellas queremos recoger las diferencias principales de los tres tipos de pruebas descritas, y sacar las conclusiones pertinentes.

En la figura 3.13 vemos los espectros de las medidas realizadas en el antebrazo derecho, en el que la primera gráfica corresponde a la señal en estado de reposo, la segunda a la imaginación de la contracción y la última al músculo contraído. Los resultados más interesantes se encuentran en la banda de frecuencia de hasta 40 Hz, que es hasta donde se propagan, aproximadamente las ondas del sistema motor.

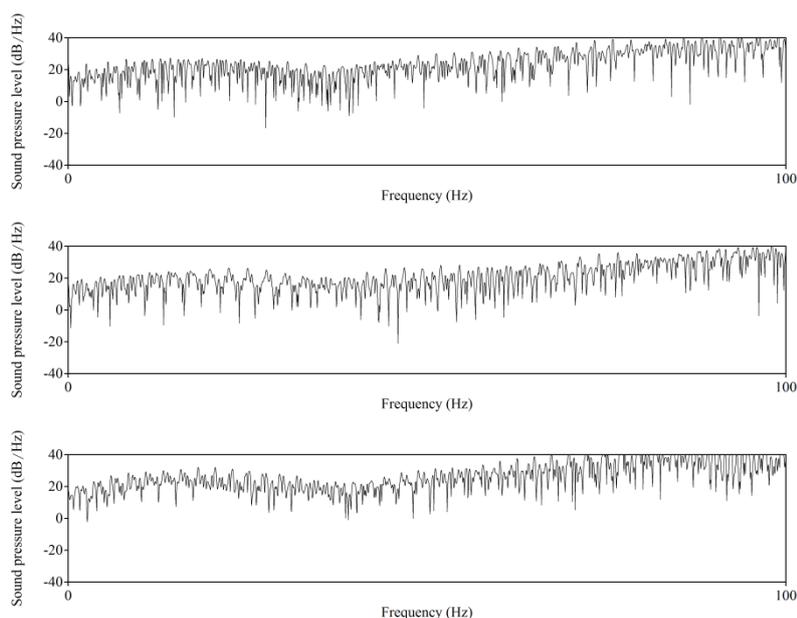


Figura 3.13. Espectrograma brazo derecho sujeto 2

A simple vista, se observa la clara diferencia entre cada una de ellas. En la señal de estado de reposo se observa que no hay ningún patrón, es más aleatoria, mientras que en las otras dos si se puede apreciar una modulación, sobre todo en la señal del músculo contraído. La sorpresa es en la señal imaginada, siendo ésta más parecida a la señal contraída que a la relajada.

Esto mismo ocurre por ejemplo, en las imágenes del bíceps:

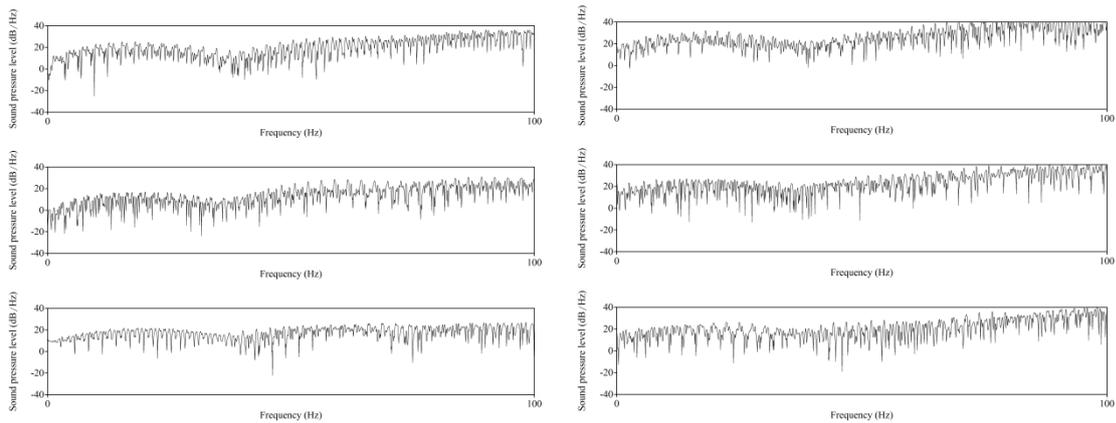


Figura 3.14. Espectrogramas del bíceps izquierdo y derecho, respectivamente.

O en las de las piernas:

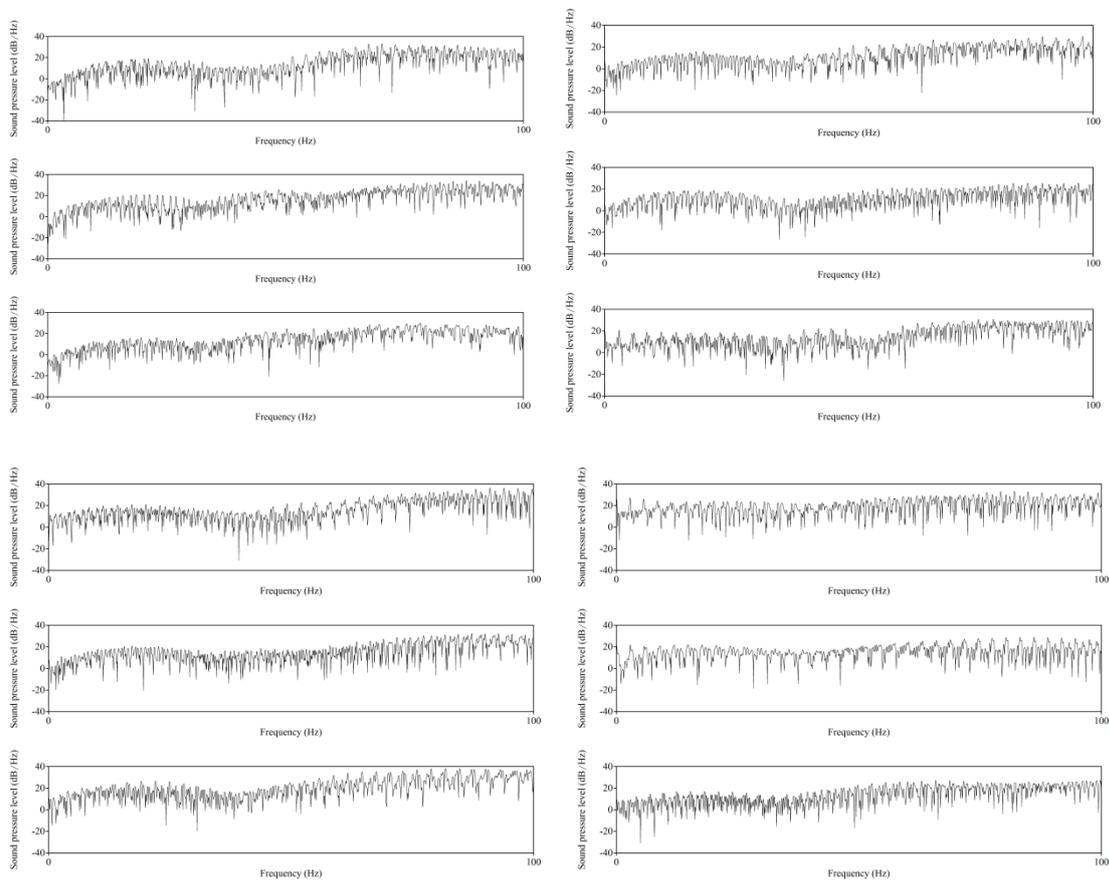


Figura 3.15. Espectrogramas gemelo derecho e izquierdo, y cuádriceps derecho e izquierdo

En todas ellas se puede observar esta diferencia, y el pico que genera entorno a los 30Hz el sistema motor, sobre todo, en los músculos contraídos, que es cuando están las órdenes de contraer efectuándose.

3.5.2. Comparación entre sujetos de diferente complejión

En este apartado, compararemos esta técnica en sujetos en los que su complejión es bastante diferente. Para ello, utilizaremos los resultados del sujeto 3, de complejión musculada y del sujeto 4, de complejión débil.

Uno de los músculos donde más diferencia se puede apreciar es en el bíceps y el gemelo, del brazo y pierna derechos, ya que es un músculo que en las personas musculadas lo tienen bastante desarrollado, sin embargo en personas débiles es todo lo contrario:

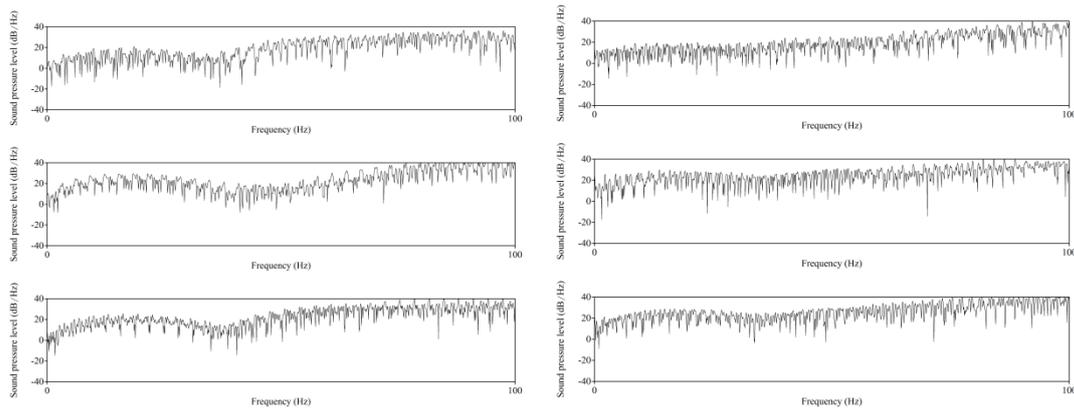


Figura 3.16. Espectrogramas del bíceps derecho del sujeto 3 y 4, respectivamente

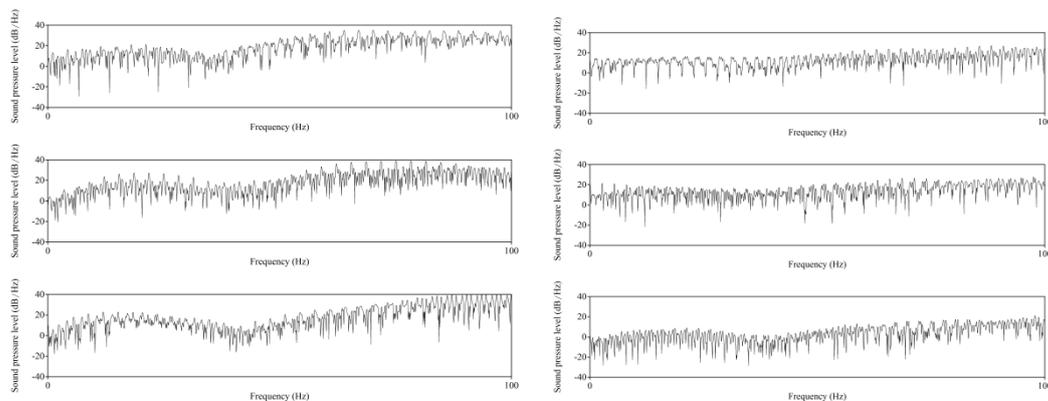


Figura 3.17. Espectrogramas del cuádriceps derecho del sujeto 3 y 4, respectivamente

La diferencia es bastante clara, estando definidas las señales en el sujeto musculado. La modulación de la señal es muy clara en este sujeto, mientras que el sujeto 4 no se ve tan claramente. Y la diferencia más evidente es el pico en las frecuencias del sistema motor, donde en el sujeto 3 se aprecia en todas las señales, ya que aunque esté en reposo el músculo tiene cierta fuerza de por sí. En el sujeto 4 casi no hay diferencia entre señales, e incluso, la que más puede destacar es la señal imaginada, teniendo mucha más amplitud, pareciendo que la señal enviada por el sistema motor es más clara que, incluso cuando se contrae.

3.5.3. Sujetos con problemas en alguna extremidad

Para este apartado, se han seleccionado a los sujetos 1 y 6. El sujeto 1, tuvo una lesión en la pierna izquierda hace 2 años, quedando esta extremidad inmovilizada durante casi un año.

Lo resultados son:

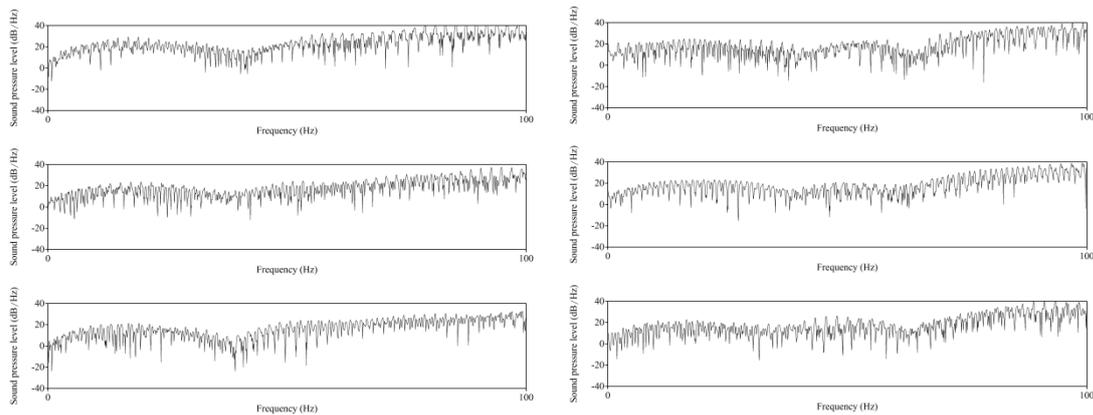


Figura 3.18. Espectrogramas del gemelo y cuádriceps derechos Sujeto 1

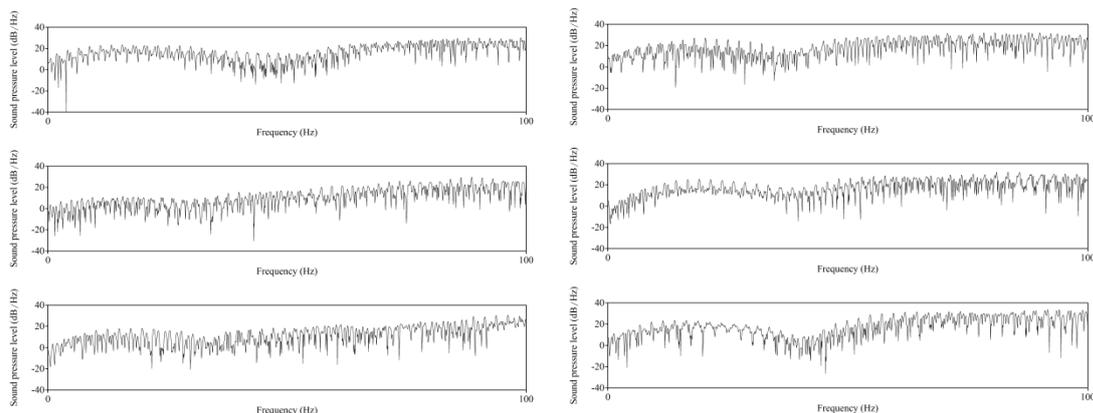
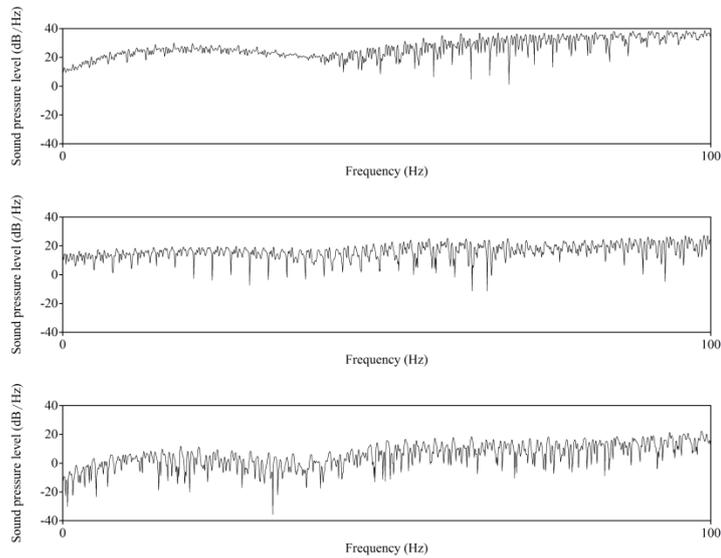


Figura 3.19. Espectrogramas del gemelo y cuádriceps izquierdos Sujeto 1

La diferencia entre la misma zona de piernas diferentes es muy clara. En las señales de la pierna derecha se ven señales muy definidas, con unos picos muy marcados y muy parecidas entre ellas mismas, ya que estos músculos los tiene más desarrollados al utilizar sólo una extremidad durante tanto tiempo, siendo el punto de apoyo de todo el cuerpo. Sin embargo, en las señales de la pierna izquierda, son más aleatorias, sin una definición clara, sobretodo, en el gemelo, siendo la zona más afectada por la lesión, ya que pierde muy rápidamente el tono muscular. Al no utilizar la extremidad durante tanto tiempo, el sistema motor no emite la señales de activación de los músculos de la misma manera, lo que se observa de manera muy buena en las todas las señales de la imaginación del movimiento.

El otro sujeto, el sujeto 6, tuvo una operación de la pierna derecha hace 10 años, donde tiene una cicatriz de 15 cm de longitud y 1cm de grosor, pegado al gemelo derecho. Se han realizado las medidas en esta zona, dando los golpes justo en la cicatriz, y el resultado obtenido es el siguiente:



3.20. Espectrograma del gemelo derecho en el sujeto 6

Al ver este resultado, se repitieron las pruebas en varias ocasiones, obteniendo siempre señales muy parecidas. Como se observa, apenas hay señal en el estado relajado, ya que al tratarse de una operación, los tejidos musculares donde se procedió a abrir, están “muertos”, por lo que no se transmite nada en esta zona. En la señal contraída, si se obtiene algo más pero con mucho ruido, ya se transmite por los nervios de alrededor, pero se ve que la señal no tiene ninguna forma específica. Por último, nos centramos en la señal imaginada, que tiene una modulación muy clara, pero es muy plana, ya que, aunque se mande la señal, no es capaz de realizarse por el estado del tejido.

3.5.4. Resultados tras la realización de deporte.

Se ha querido realizar esta prueba, para comprobar el estado de los músculos después de haber estado trabajando intensamente con ellos durante una hora de ejercicio aeróbico. Nos centraremos en las extremidades inferiores, ya que es la zona donde se realizó la mayor parte del ejercicio. Las señales obtenidas son:

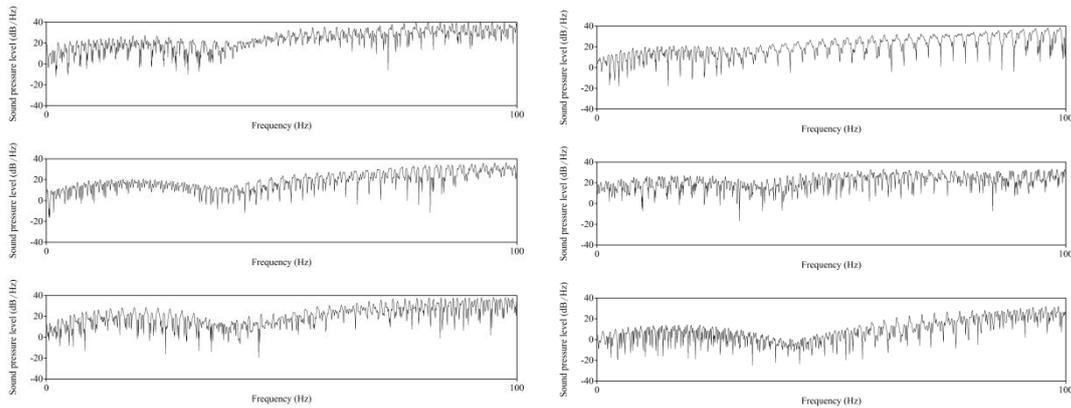


Figura 3.21. Espectrogramas del gemelo derecho e izquierdo, respectivamente.

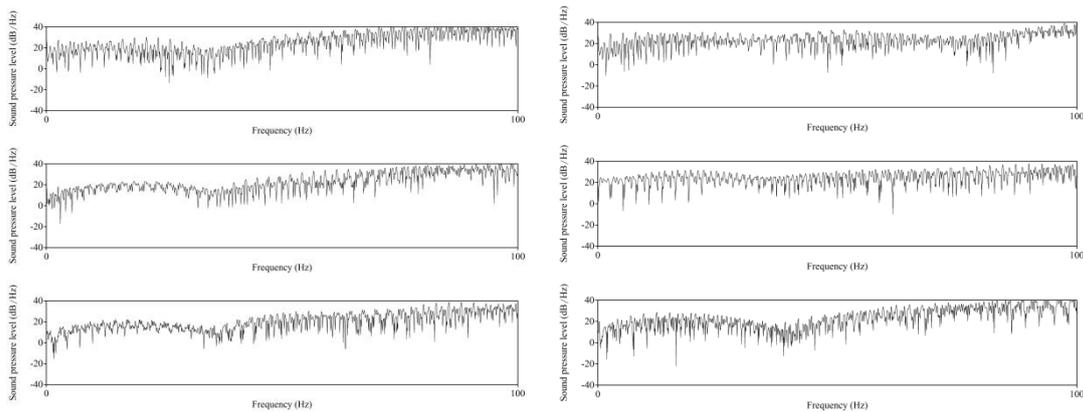


Figura 3.22. Espectrogramas del cuádriceps derecho e izquierdo, respectivamente.

Las señales son más parecidas entre sí, ya que al haber realizado el ejercicio durante un tiempo, los músculos siguen en tensión durante bastante tiempo, por lo que el sistema motor manda órdenes constantes a estos músculos. La actividad que se realizó fue un partido de fútbol, por lo que también es importante destacar la diferencia entre la extremidad derecha e izquierda, y al ser diestro, esta pierna se lleva más carga de trabajo.

En todas las señales se observa claramente el pico en los 35 Hz, ya que, como hemos comentado el sistema motos está a pleno rendimiento para esta zona del cuerpo.

Capítulo 4. Conclusiones y Trabajo Futuro

“Si puedes soñarlo, puedes lograrlo”

Walt Disney

4.1. CONCLUSIONES

Después del estudio realizado en los capítulos anteriores, donde se pone de manifiesto las características de la técnica realizada y los tejidos musculares, se pueden obtener conclusiones muy interesantes a tener en cuenta a la hora de realizar futuras investigaciones en este campo.

La ingeniería Biomédica es una rama muy importante, ya que se están realizando muchísimos avances en el ámbito de la medicina, ayudando así, al diagnóstico, de diferentes patologías. Esta área está en continuo crecimiento y tiene muchísimas líneas de investigación abiertas.

Una de las líneas de investigación es la Imagen Médica, que también está evolucionando constantemente, obteniendo cada día, técnicas menos invasivas para el paciente, lo cual es un punto primordial, y tipos de imágenes cada vez más precisos, punto muy importante para el diagnóstico correcto.

La fonomiografía, como hemos comentado en el Capítulo 2, es un método con unos antecedentes bastante evidentes, pero en la cual no se ha investigado demasiado, habiendo muy pocos estudios sobre esta técnica. Con este trabajo hemos comprobado su efectividad, siendo un método no invasivo, lo cual es un punto muy importante para la salud de los pacientes que se someten a ella.

Se ha comprobado también, la facilidad de la adquisición de datos, ya que no precisa una maquinaria muy aparatosa, siendo útil para cualquier zona del cuerpo y pudiendo extraer bastantes datos significativos sobre el estado de los tejidos musculares en tiempo real.

Lo primero que se debe decir es que los resultados obtenidos en este trabajo mediante la adquisición de actividad muscular con las herramientas necesarias para ellos, han sido muy satisfactorias, ya que no se esperaba que fueran unos resultados tan concluyentes como los presentados. Al realizar las primeras pruebas y darnos cuenta de este éxito, se decidió elegir a los sujetos con alguna característica concreta, para así, poder comparar los datos en casos de complexiones diferentes, o en lesiones reales.

Se ha conseguido diferenciar de una manera muy notoria los tres tipos de experimentos (relajado, imaginado, contraído) pudiendo observar las diferencias fundamentales entre ellas.

La diferencia entre la señal en estado de reposo y contraída ha sido muy evidente en todas las pruebas, siendo la señal contraída más estable, y diferenciando las señales emitidas por el sistema motor en cada una de ellas, sobre todo, en las personas musculadas, ya que el músculo es más uniforme que en personas débiles, por lo cual hay menos distorsión de las ondas emitidas al realizar los impactos en zonas determinadas.

Lo más sorprendente, sin lugar a dudas, ha sido corroborar los estudios relacionados con Motor Imagery. En la mayoría de los casos, la señal imaginada, guarda una relación muy estrecha con la señal de músculo contraído, teniendo los mismos picos del sistema motor en las frecuencias resonantes, y entre pico y pico, pareciéndose a la onda en estado de relajación. Se ha observado, también, que en personas que no han utilizado esas órdenes del sistema motor durante un tiempo prolongado, pierden parte del aprendizaje, constando más que las órdenes lleguen de una forma clara.

Con esto se puede afirmar que las imágenes mentales activan nuestro sistema motor, por lo cual puede ser un método de entrenamiento mental, imaginando las acciones deseadas para dicho entrenamiento.

También es de gran utilidad para pacientes con algún tipo de lesión, física o cerebral, ya que, al imaginarse una acción el sistema motor sigue en funcionamiento, por lo cual, no pierde ninguna habilidad, incluso para activar de una forma más eficaz la zona de sistema deseada.

Como contrapunto, se han encontrado bastantes problemas a la hora de fabricar la herramienta de medidas con los micrófonos MEMS. En un primer momento se planteó la posibilidad de realizarlo con este tipo de micrófonos, y se empezó la investigación sobre ellos.

Se descubrió la existencia de tarjetas de adquisición de datos que traían un micrófono MEMS integrado, y que directamente podías conectar al PC por medio de un cable USB, pero tenía un precio desorbitado, lo cual salía de nuestro presupuesto.

Al no poder utilizar estos dispositivos, se miró la posibilidad de montarlo nosotros directamente, para lo cual se estudiaron los micrófonos MEMS analógicos y digitales. Se eligió los MEMS analógicos porque el montaje de los digitales era más complejo.

Una vez decidido a utilizar estos elementos, los compramos y cuando fuimos a montar el circuito para poder conectarlo al ordenador, directamente con un cable Jack, fue imposible, ya que los micrófonos son demasiado pequeños y sólo a través de microsoldadura se podría realizar, y no teníamos las herramientas necesarias.

Lo cual, solo nos dejaba una opción, utilizar un Smartphone, ya que el micrófono que llevan incorporado es de tipo MEMS, por su tamaño reducido.

4.2. TRABAJO FUTURO

Como posibles líneas futuras de investigación, se podría apuntar hacia varios frentes. En primer lugar, y como ya hemos mencionado en el trabajo, se debería realizar con los micrófonos MEMS directamente pegados al músculo, ya que los resultados van a ser mucho mejores, al estar en contacto directo y evitar todas las interferencias posibles.

Por otro lado, sería interesante que la parte experimental expuesta en el Capítulo 3 de este trabajo, se llevara a cabo en otras zonas del cuerpo, ya que con el Smartphone y al tener que dar golpes cerca de él, era imposible hacerlo en ciertas zonas. También, sería de gran utilidad realizar las pruebas en personas con algún tipo de discapacidad, comprobando así los resultados en casos más concretos.

Se podría comprobar, lo que varios estudios publican, sobre las imágenes de motor, viendo los efectos que tienen en la rehabilitación de pacientes, en el entrenamiento mental de deportistas etc... Esto es una técnica todavía en desarrollo pero si se verifican sus efectos beneficiosos puede ser muy importante para la terapia.

4.3. PRESUPUESTO DEL PROYECTO.

✓ *Coste de Materiales*

Componentes	Unidades	Precio/ unidad €	Total €
Micrófonos MEMS	5	4,20€	21€
Cable Jack	2	2.50€	5€
Total			26€

Tabla 4. Costes por material

✓ *Coste por equipos*

Componentes	Precio	Duración	Uso	Total
PC Lenovo G500	700 €	5 años	6 meses	70 €
Smartphone BQ Aquaris E5 FHD	200 €	2 años	2 meses	16.67 €
Total				86.67 €

Tabla 5. Coste por equipos

✓ *Coste por Software.*

No se requiere ya que el SW utilizado es gratis

✓ *Coste por tiempo empleado*

Función	Horas	€/Hora	Total €
Ingeniería	600	50	30000 €
Mecanografía	80	10	80e
Total			30080 €

Tabla 6. Coste por tiempo

✓ *Coste total*

Coste por materiales	26 €
Coste por materiales	86.67 €
Coste por materiales	30080€
Total	30192.67 €

Tabla 7. Coste Total

✓ **Gastos Generales y beneficio**

Gastos obligados por disponer de una instalación donde llevar a cabo el proyecto más el beneficio industrial, supone un recargo del 25% sobre el presupuesto de ejecución material.

Gastos generales y beneficio industrial	7548.17 €
---	-----------

Tabla 8. Gastos generales y beneficio industrial

✓ **Importe TOTAL**

El importe total será la suma de todo, más el 21% de I.V.A

Total Costes	30192.67 €
Gastos generales y beneficio industrial	7548.17 €
TOTAL sin IVA	37740.84 €
IVA (21%)	7925.58 €
TOTAL	45666.42 €

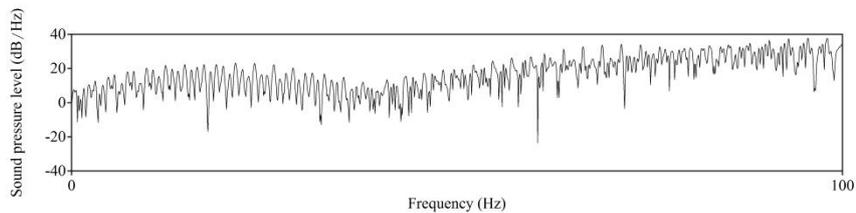
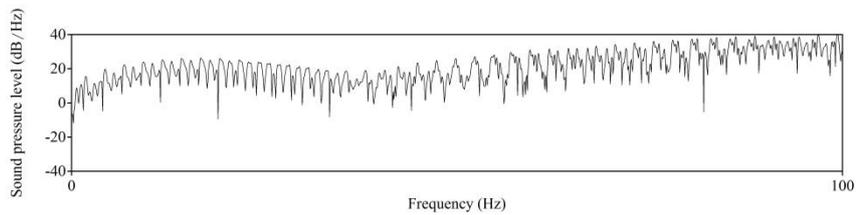
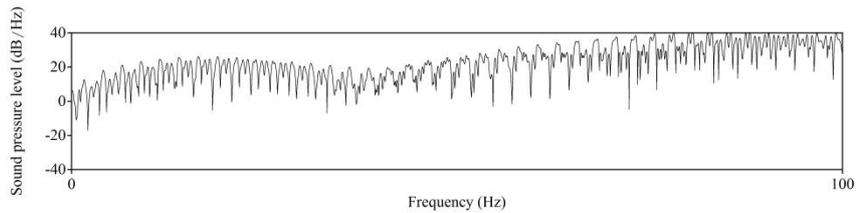
Tabla 9. Importe TOTAL

Anexo I: Imágenes obtenidas

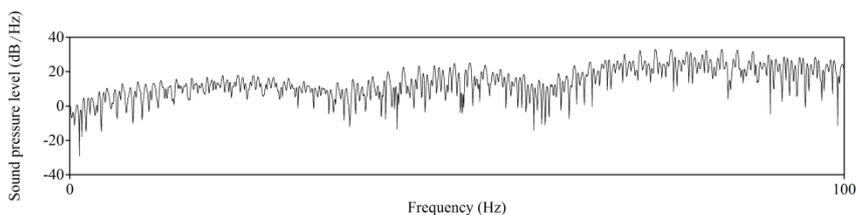
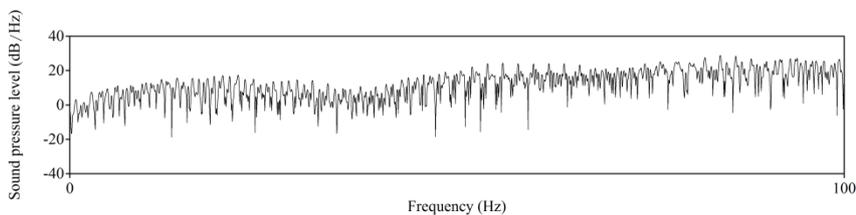
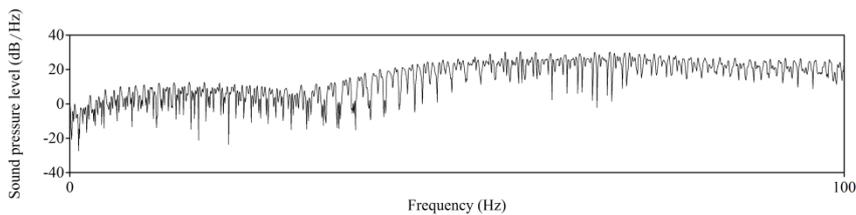
En toda las imágenes se representa en primer lugar el estado de relajación, en segundo la contracción imaginada y por último, la contracción del músculo

I.I. SUJETO 1

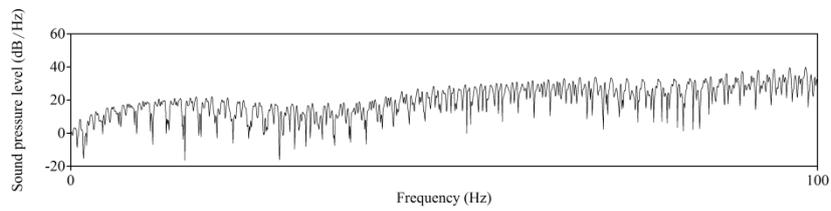
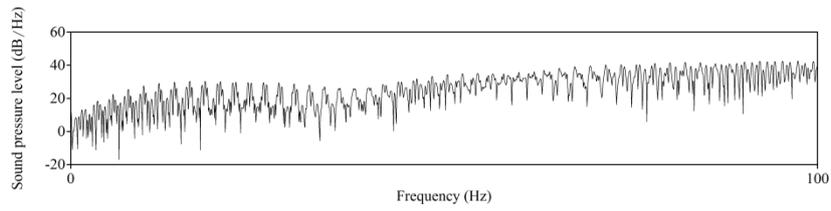
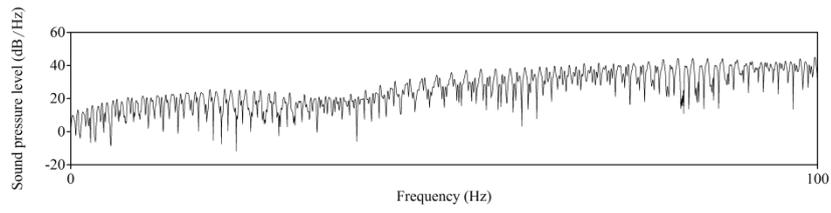
✓ *Bíceps derecho*



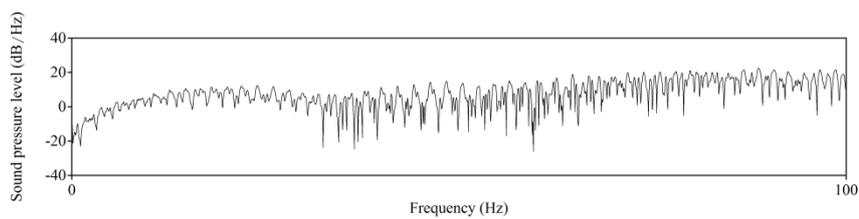
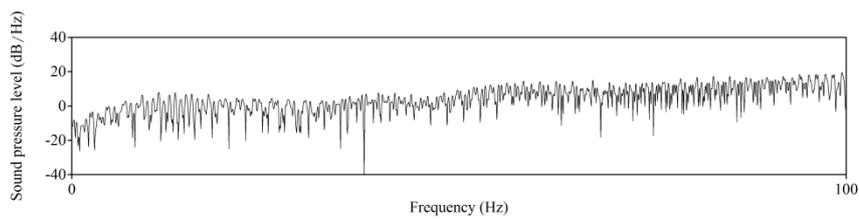
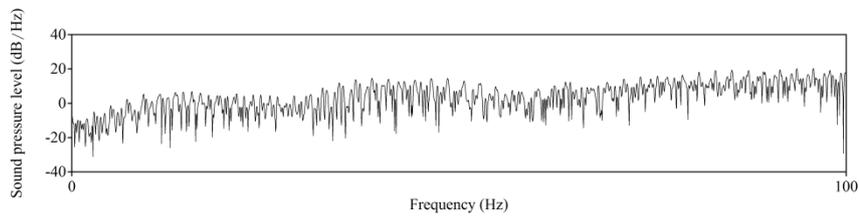
✓ *Antebrazo derecho*



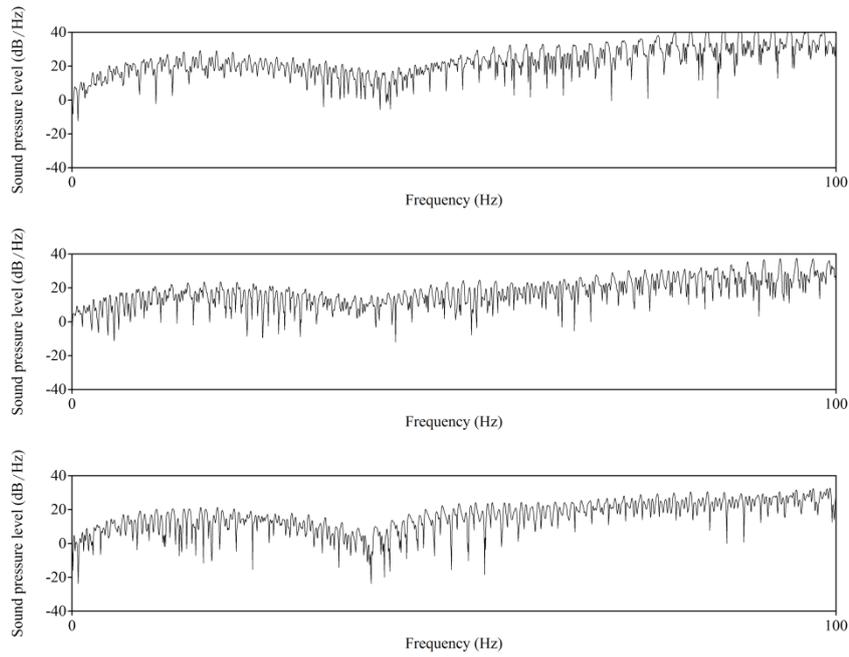
✓ **Biceps izquierdo**



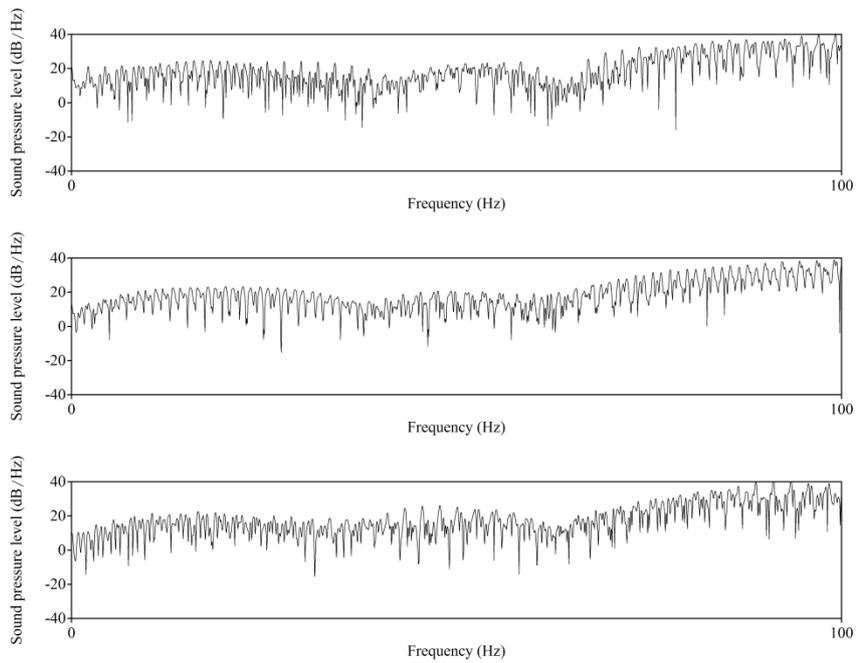
✓ **Antebrazo izquierdo**



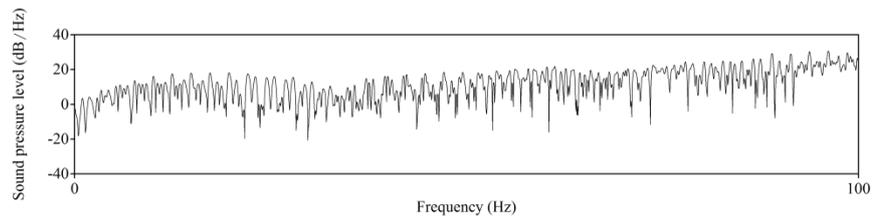
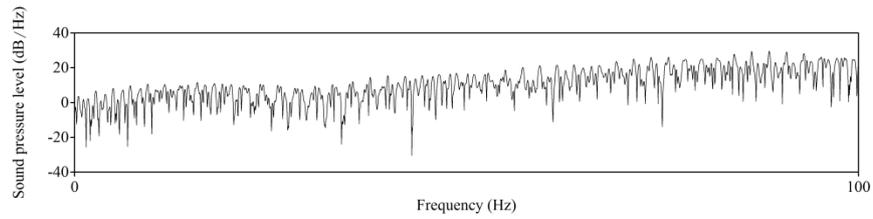
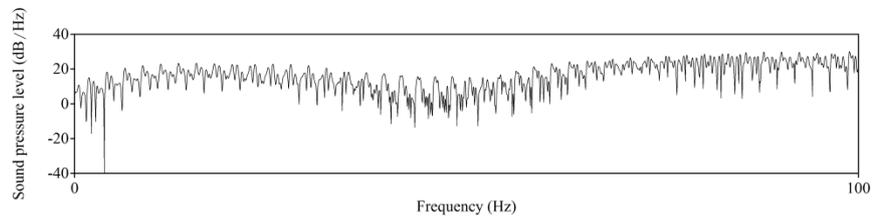
✓ **Gemelo derecho**



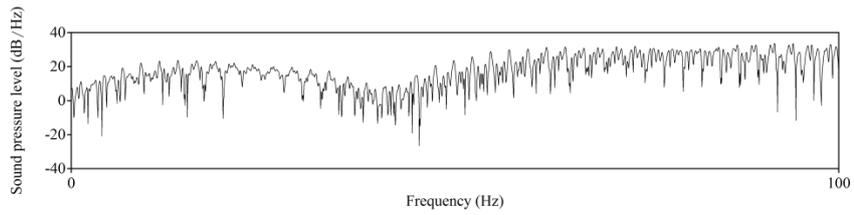
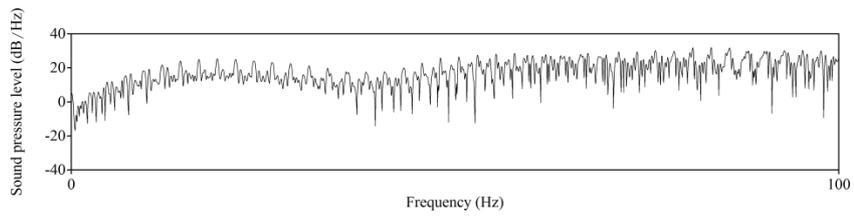
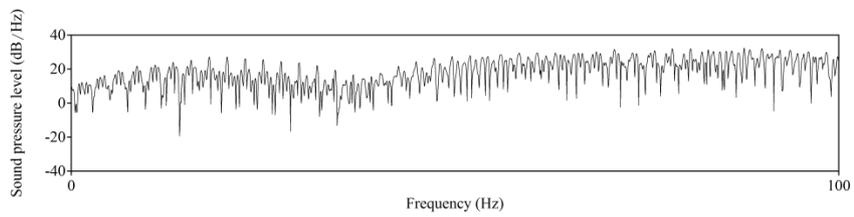
✓ **Cuádriceps derecho**



✓ **Gemelo izquierdo**

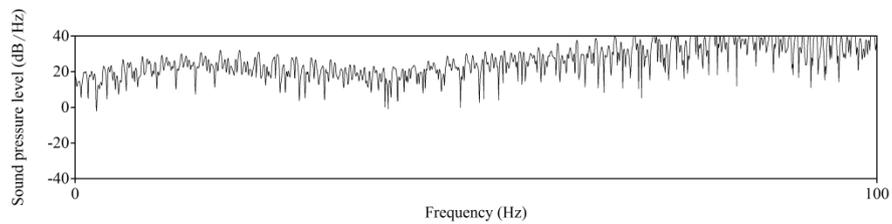
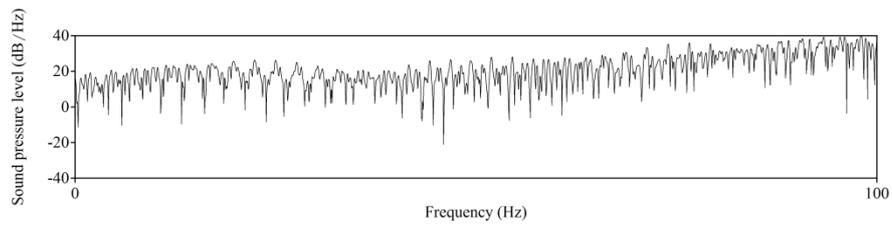
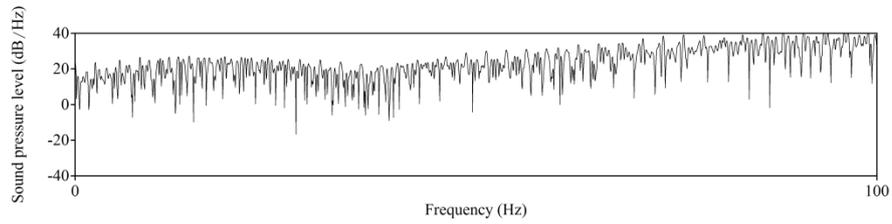


✓ **Cuádriceps izquierdo**

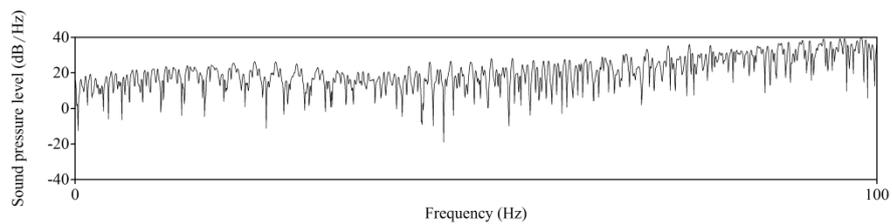
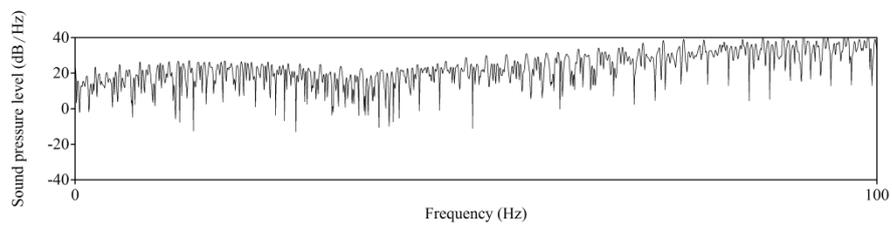
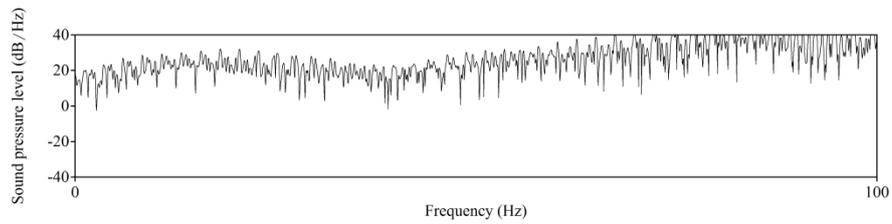


I.II. SUJETO 2

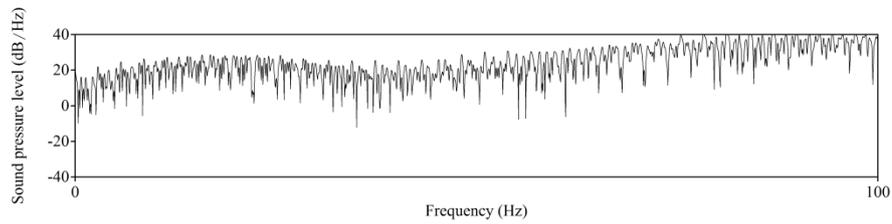
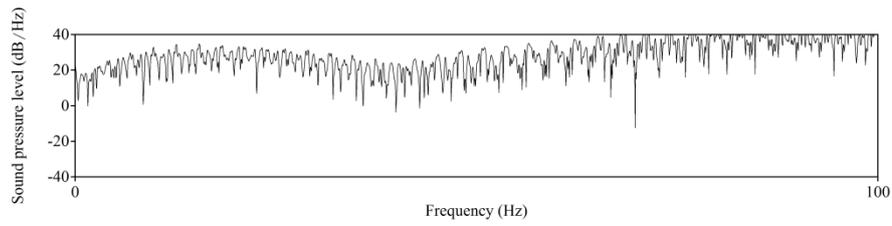
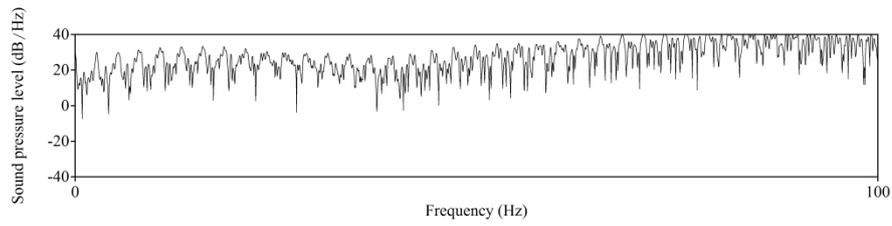
✓ *Bíceps derecho*



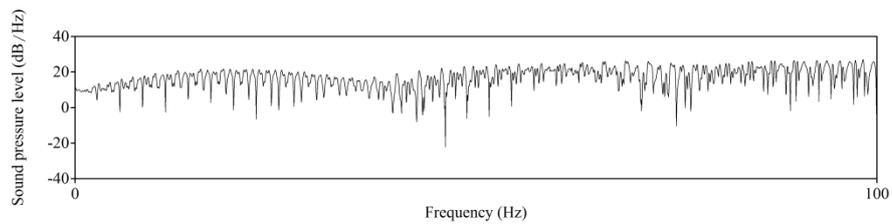
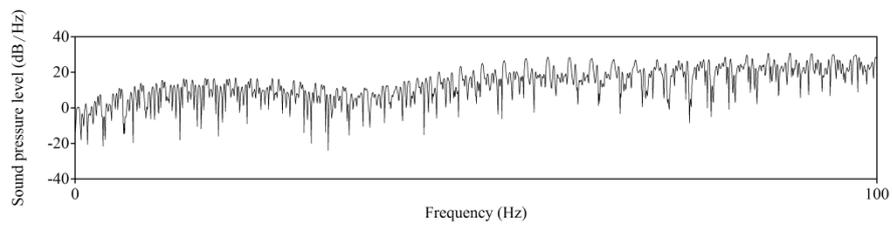
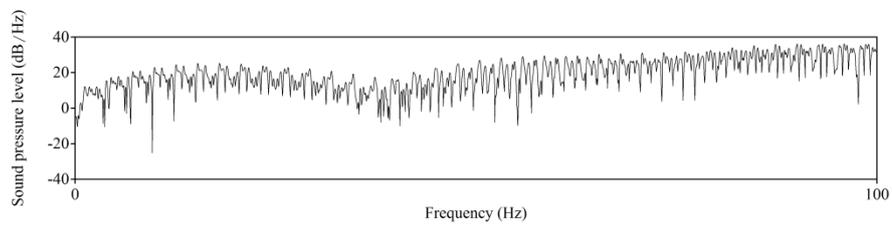
✓ *Antebrazo derecho*



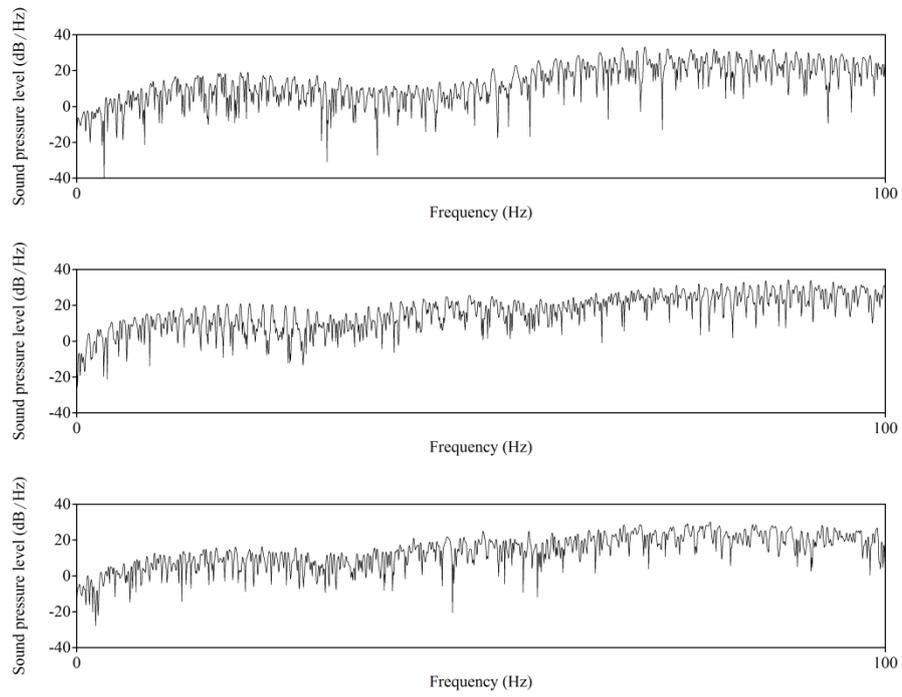
✓ **Bíceps izquierdo**



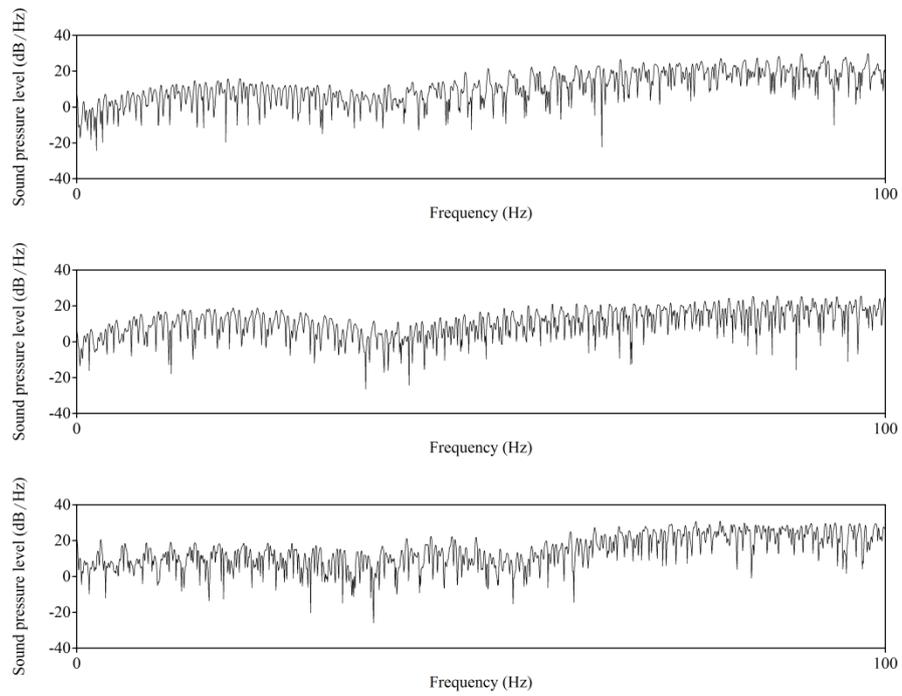
✓ **Antebrazo izquierdo**



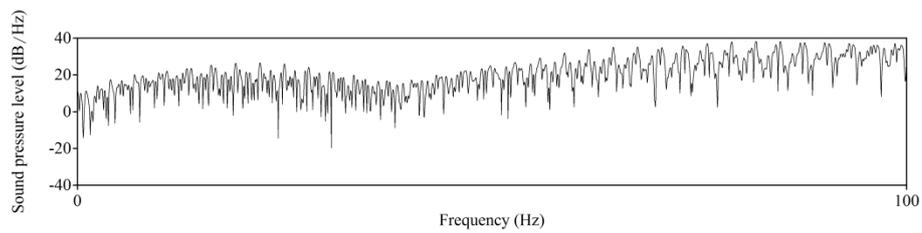
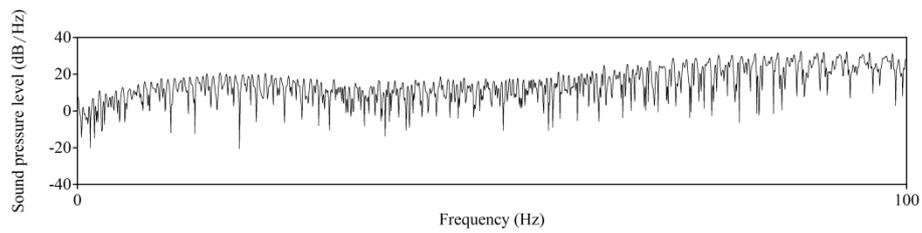
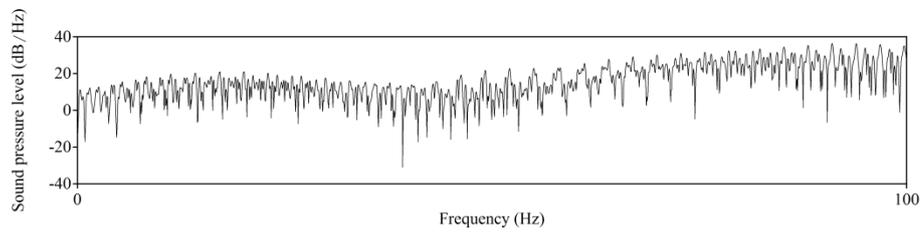
✓ **Gemelo derecho**



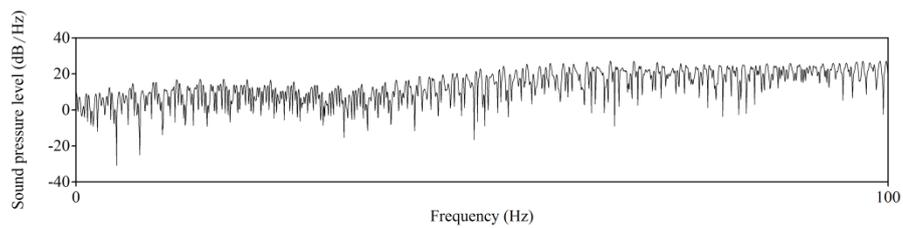
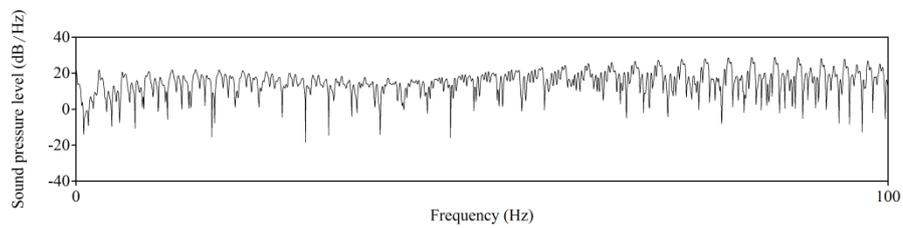
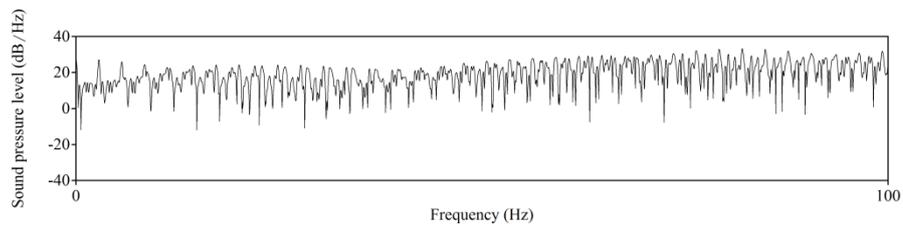
✓ **Cuádriceps derecho**



✓ ***Gemelo izquierdo***

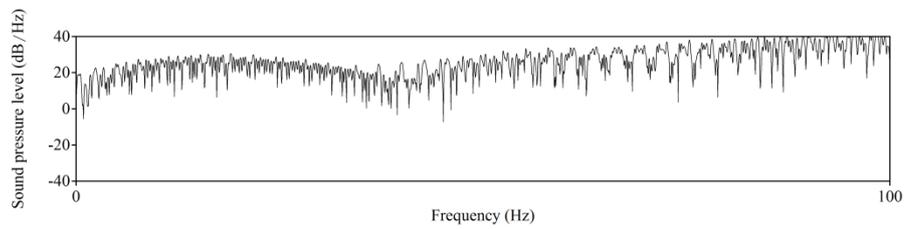
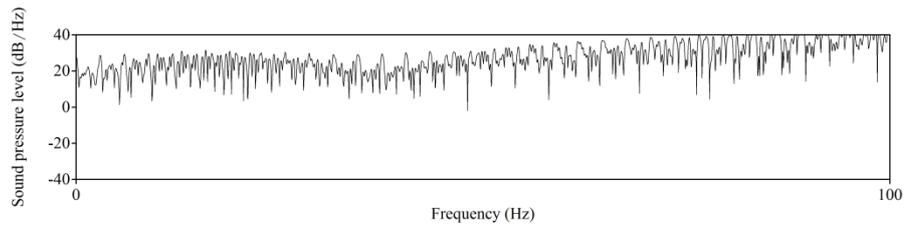
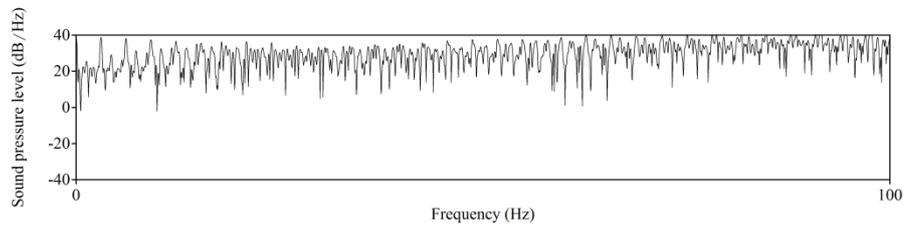


✓ ***Cuádriceps izquierdo***

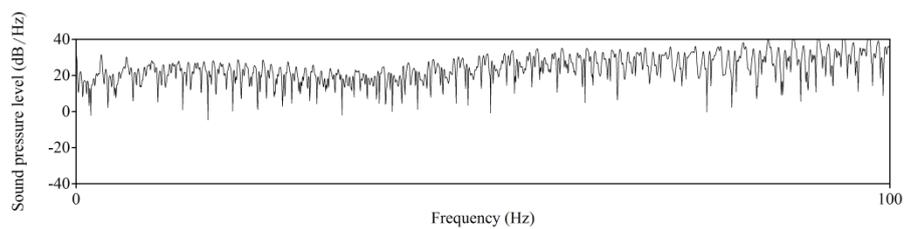
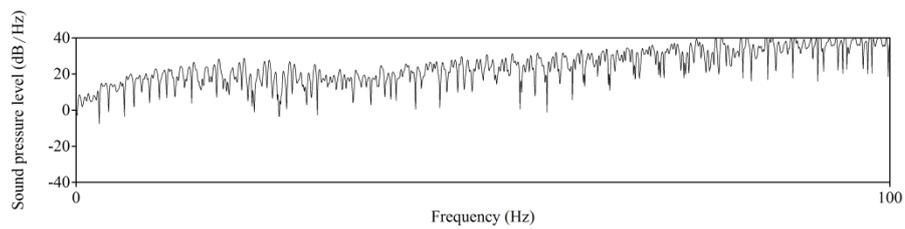
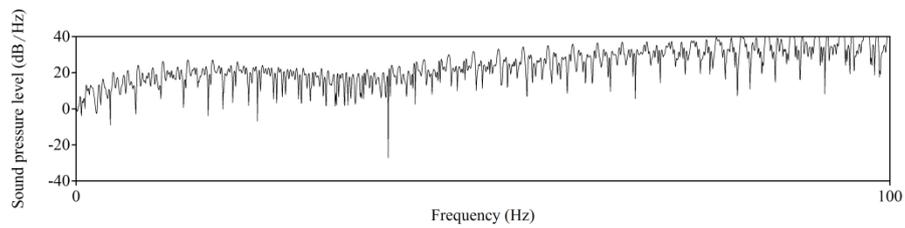


I.III. SUJETO 3

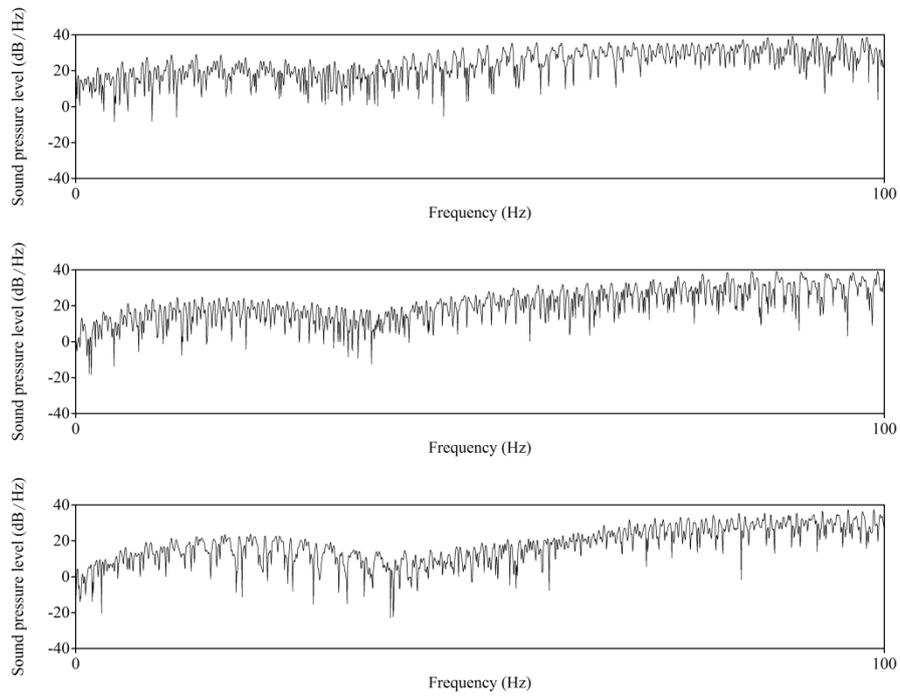
✓ *Bíceps derecho*



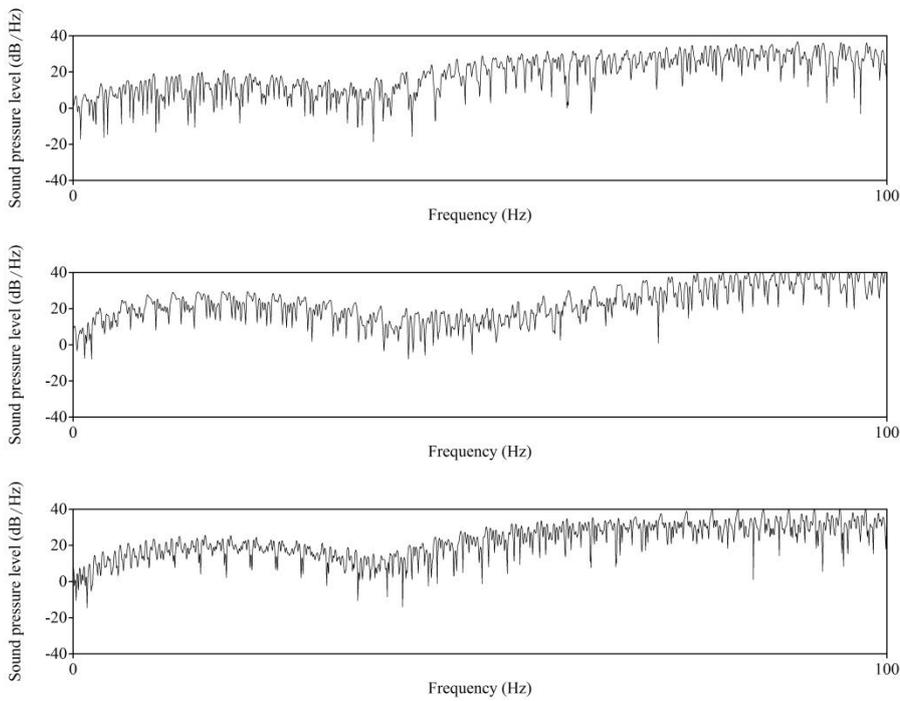
✓ *Antebrazo derecho*



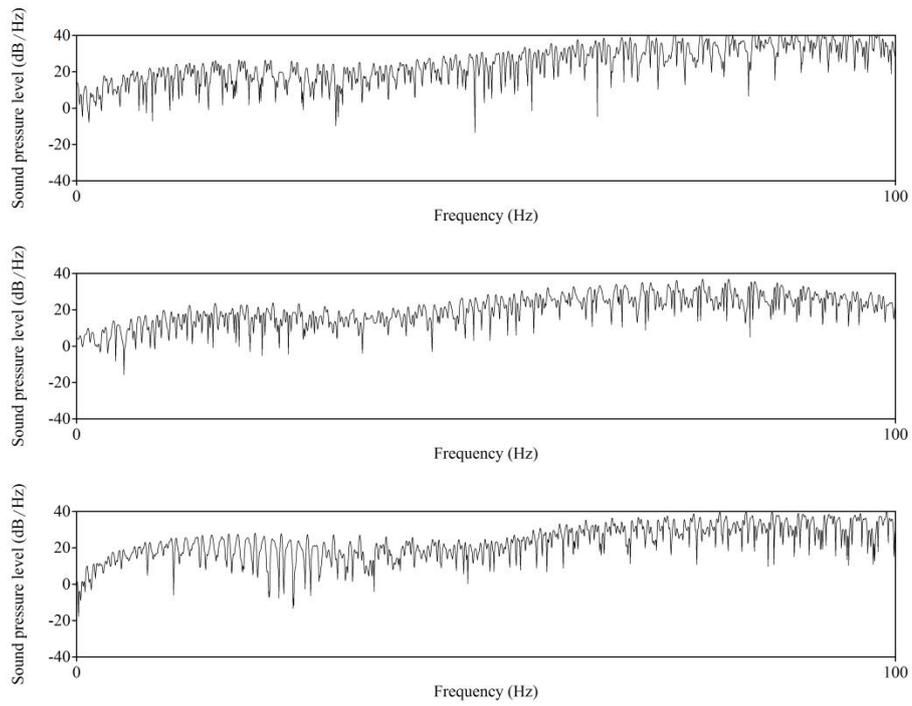
✓ **Bíceps izquierdo**



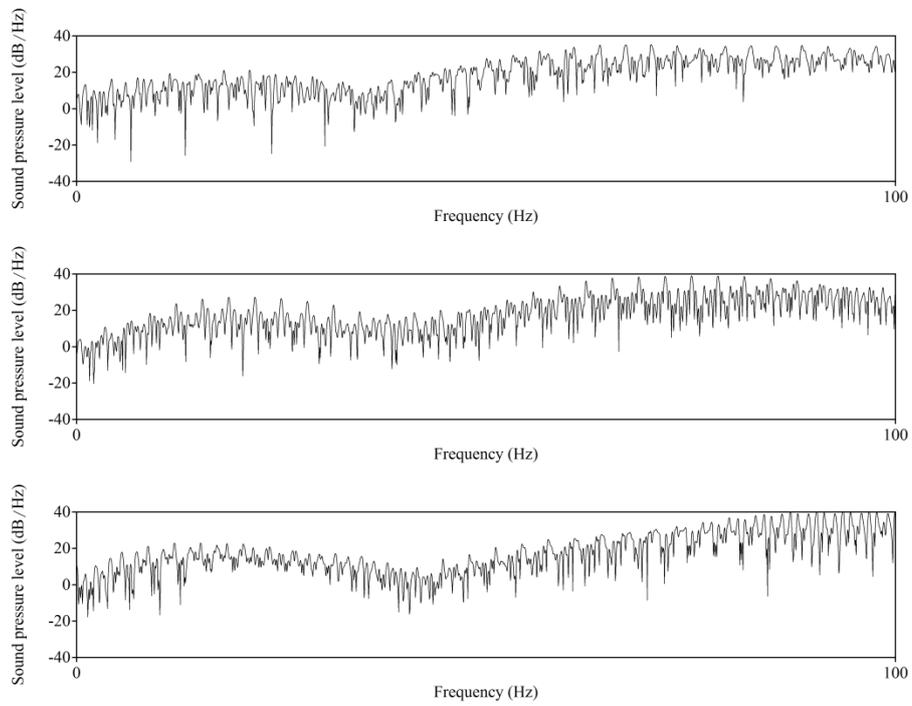
✓ **Antebrazo izquierdo**



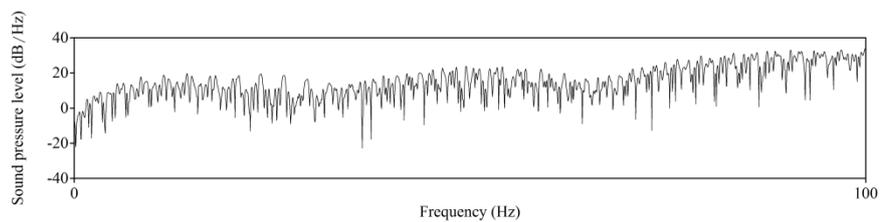
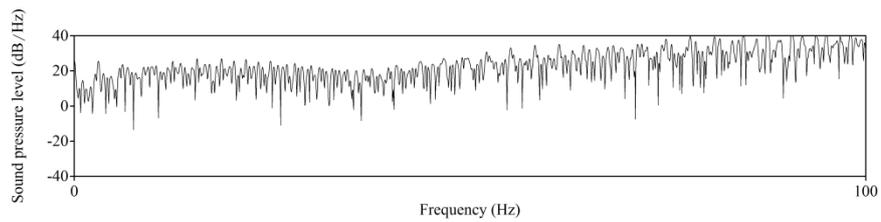
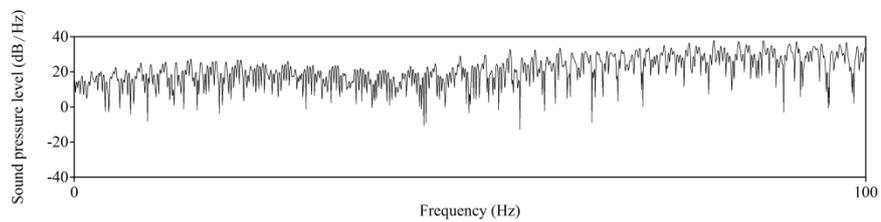
✓ **Gemelo derecho**



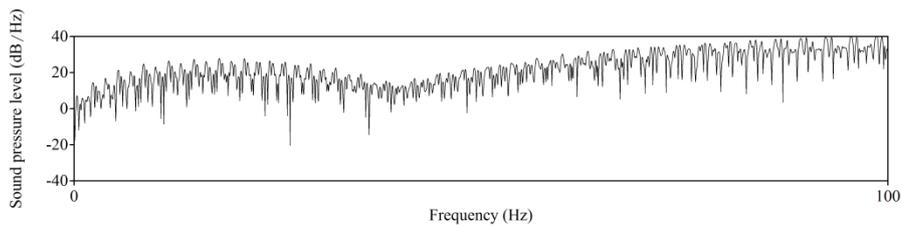
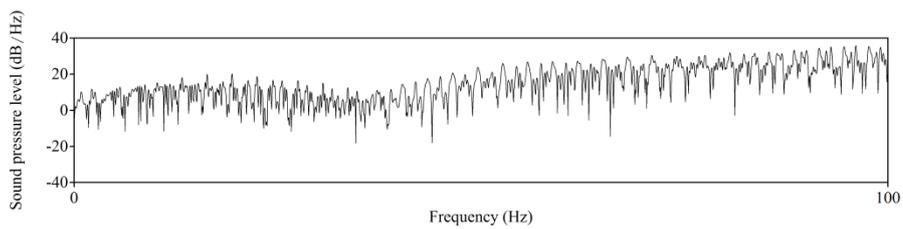
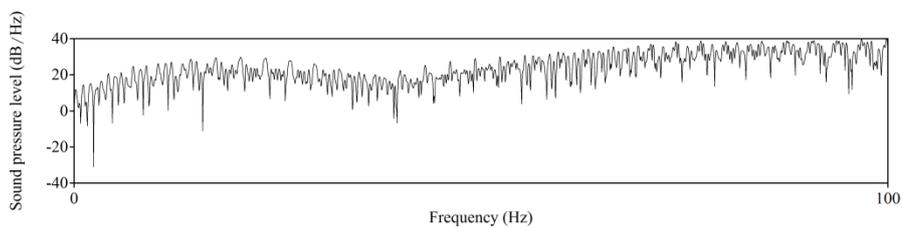
✓ **Cuádriceps derecho**



✓ **Gemelo izquierdo**

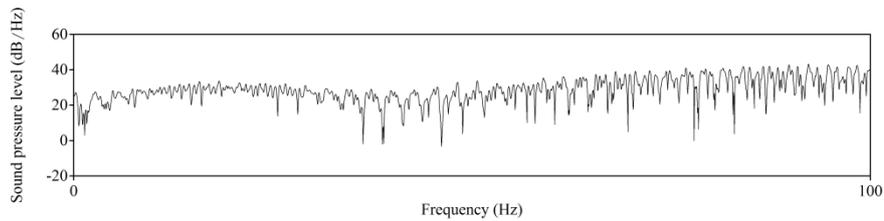
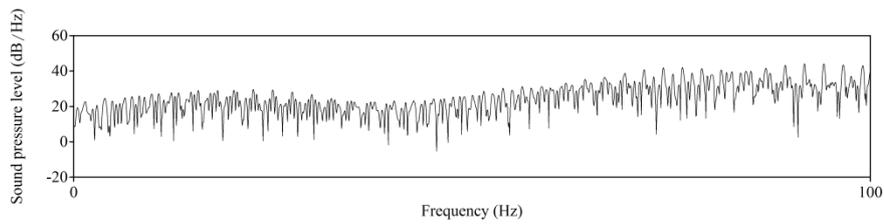
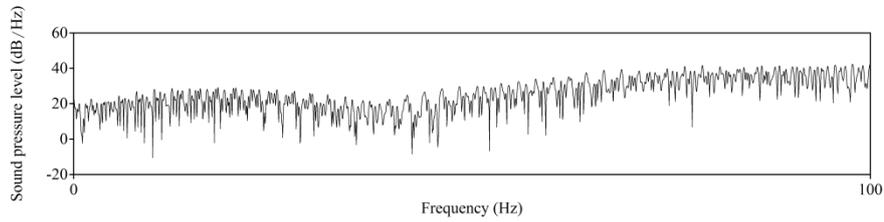


✓ **Cuádriceps izquierdo**

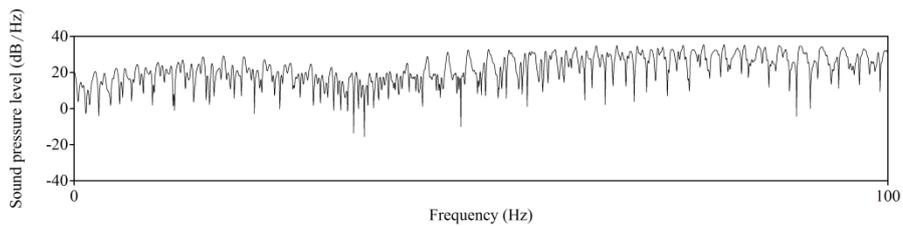
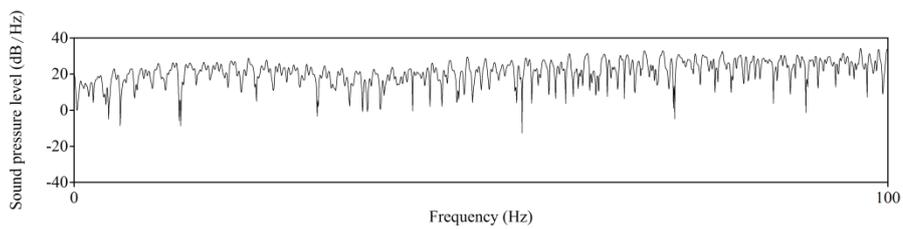
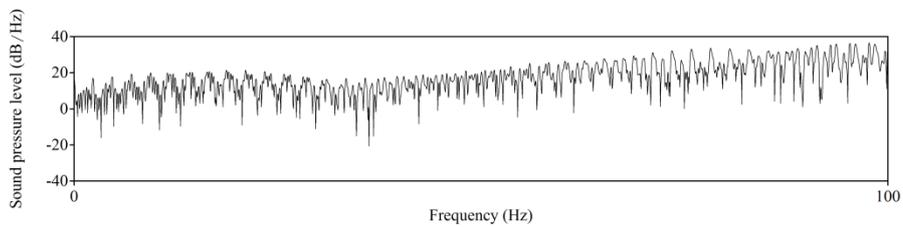


I.IV. SUJETO 4

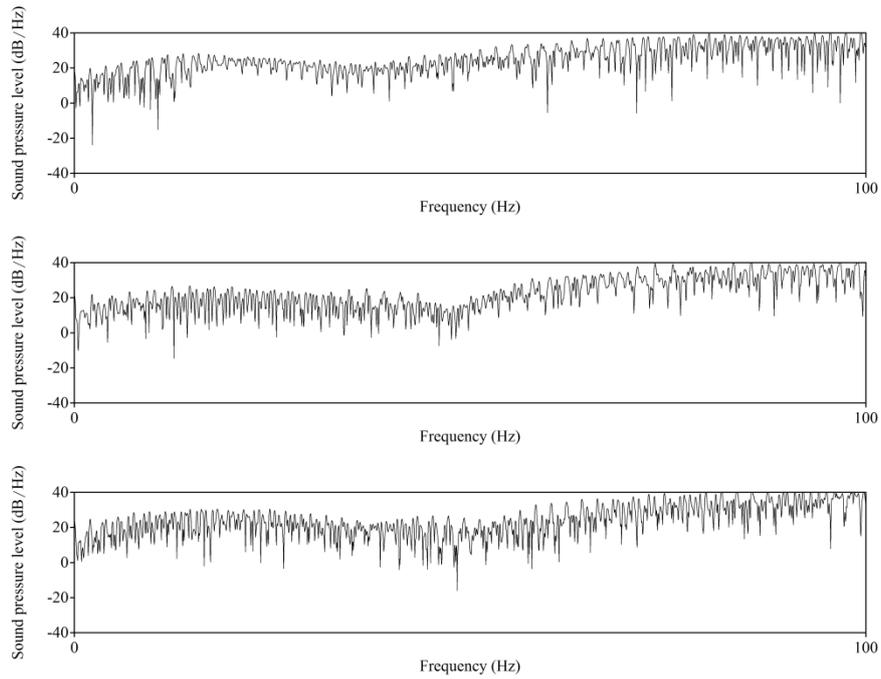
✓ *Bíceps derecho*



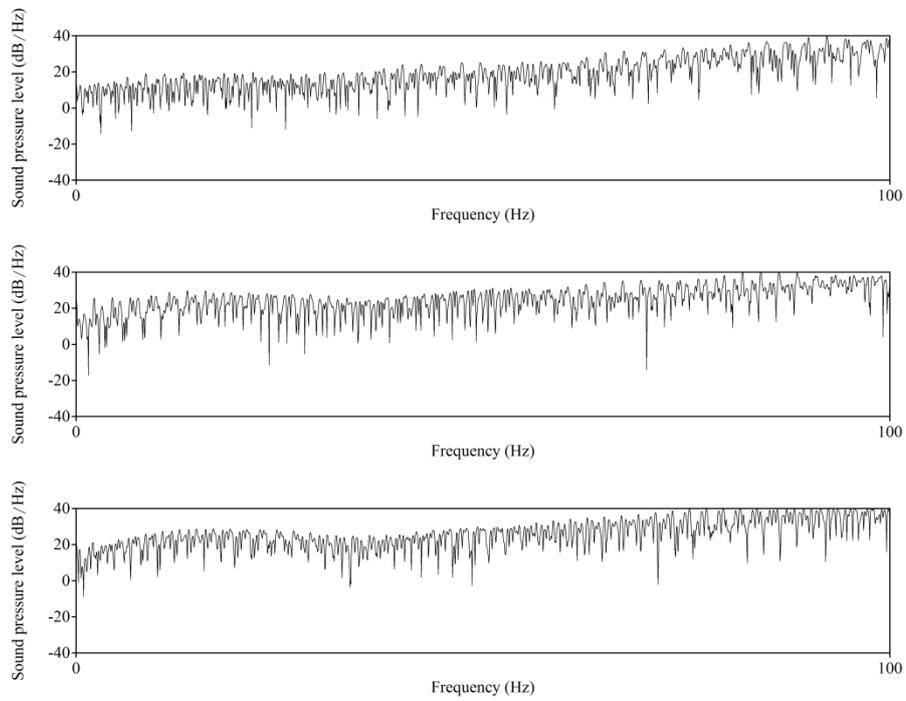
✓ *Antebrazo derecho*



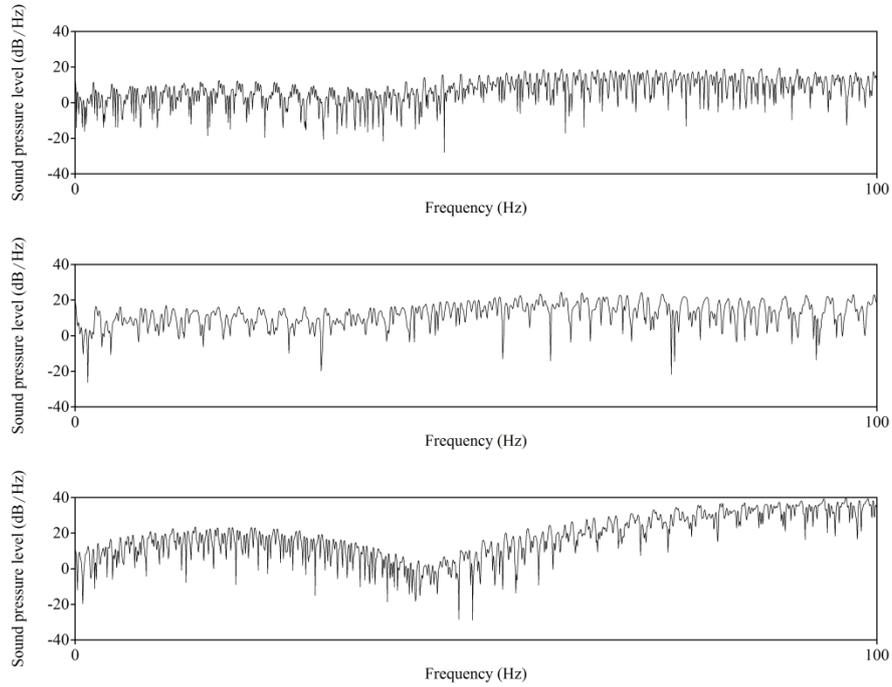
✓ **Bíceps izquierdo**



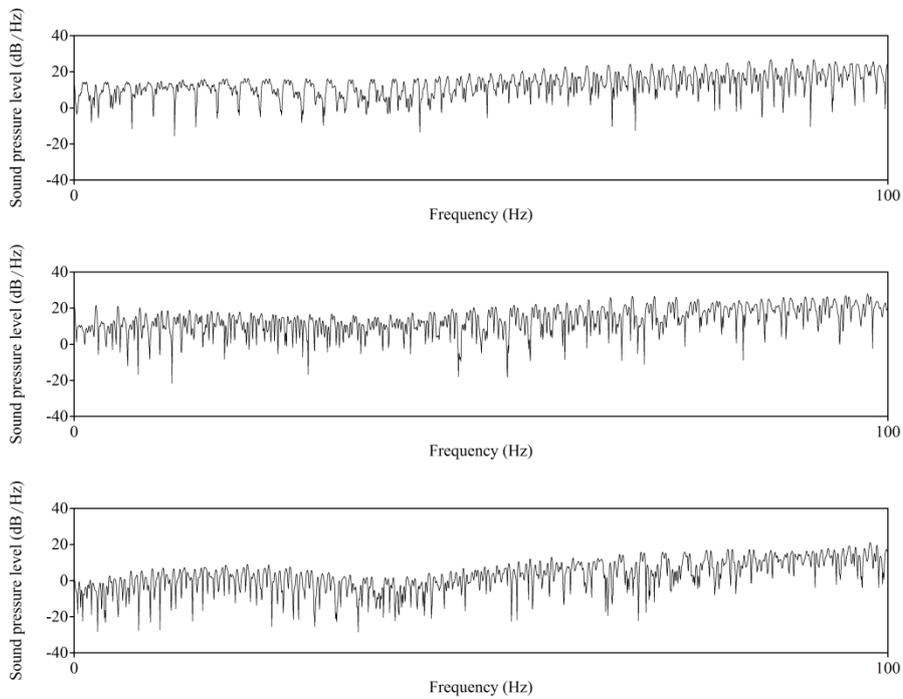
✓ **Antebrazo izquierdo**



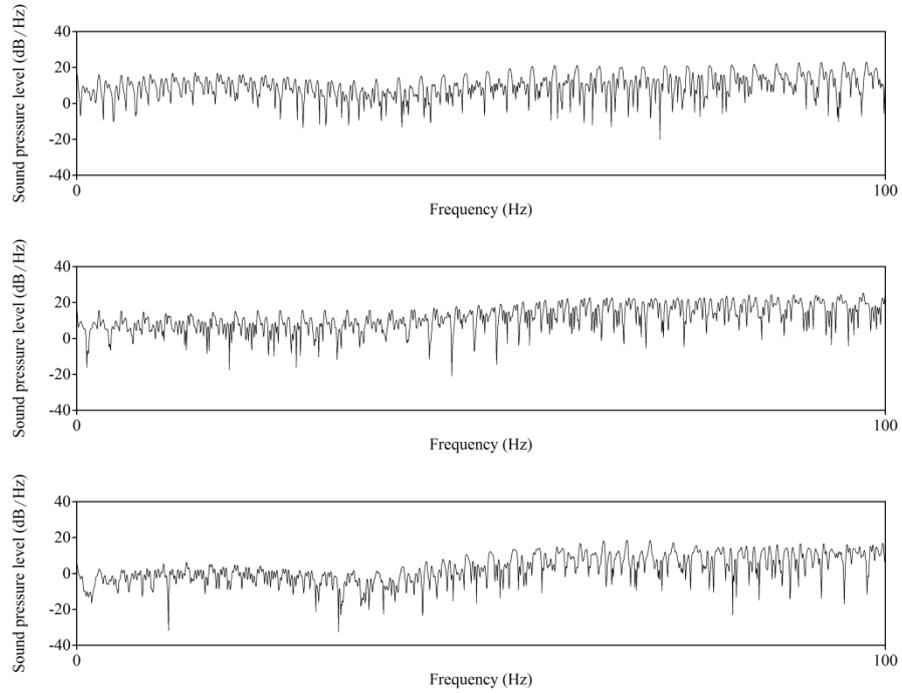
✓ **Gemelo derecho**



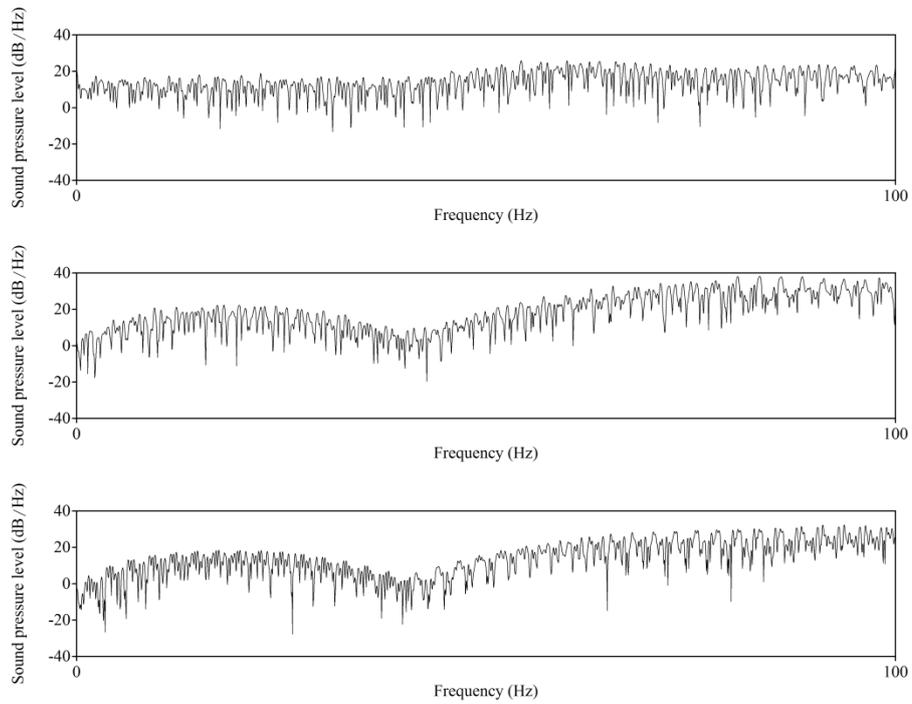
✓ **Cuádriceps derecho**



✓ **Gemelo izquierdo**

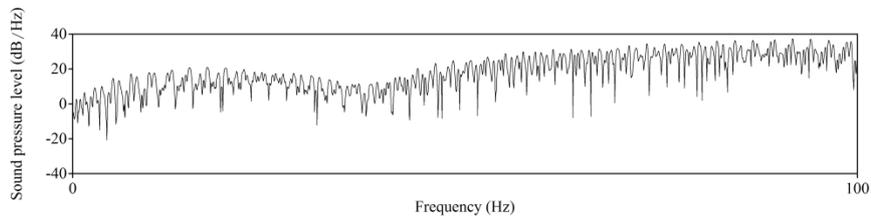
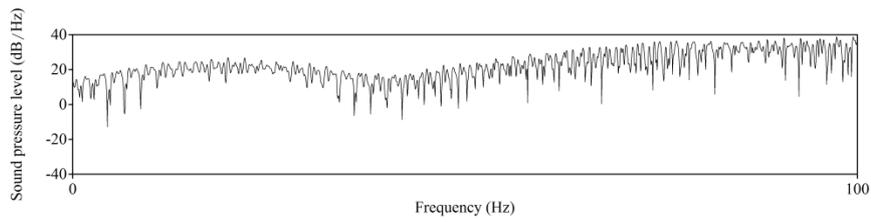
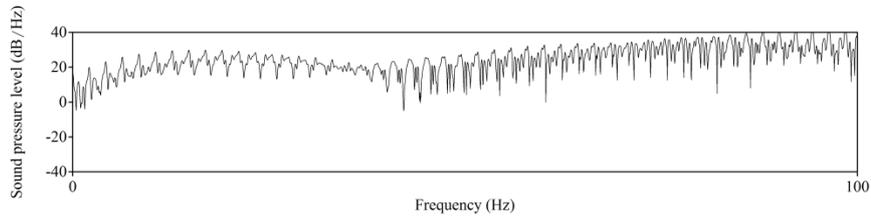


✓ **Cuádriceps izquierdo**

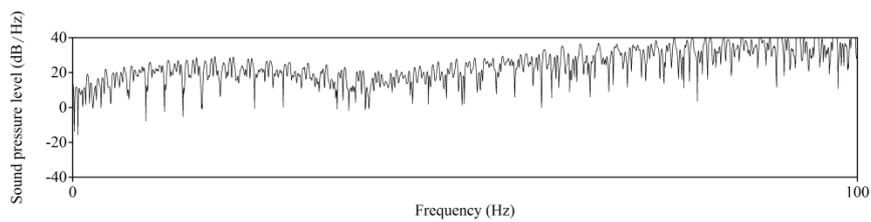
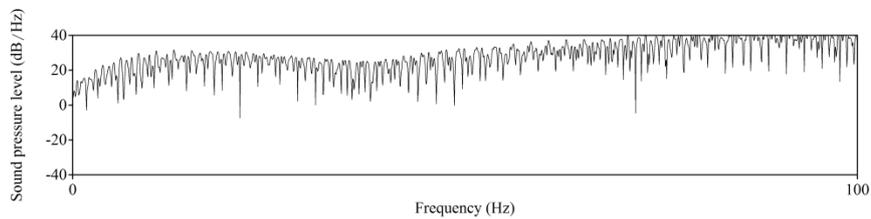
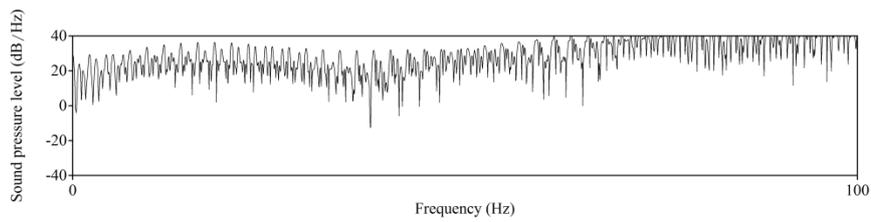


I.V. SUJETO 5

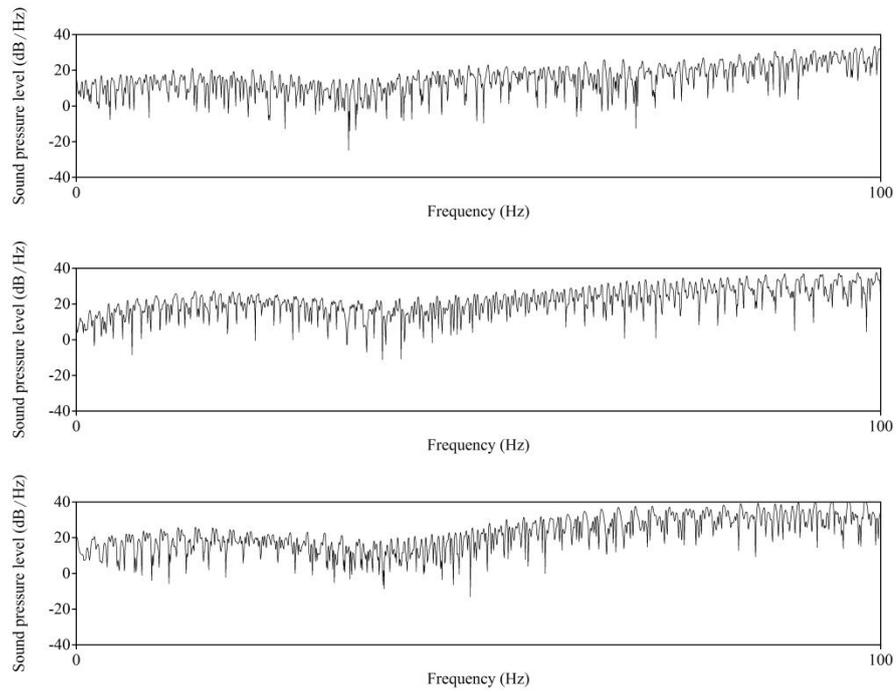
✓ *Bíceps derecho*



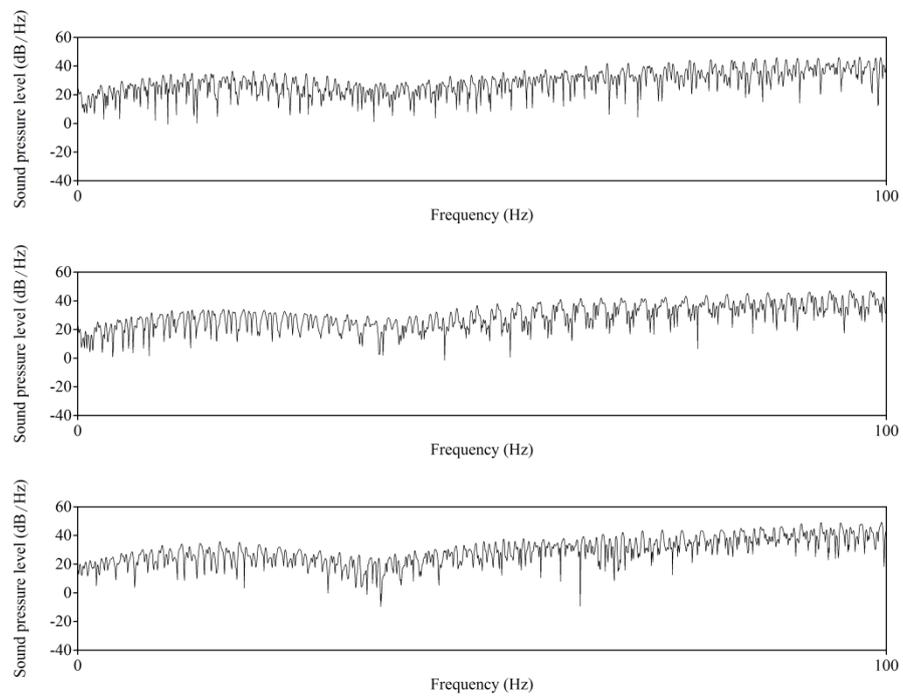
✓ *Antebrazo derecho*



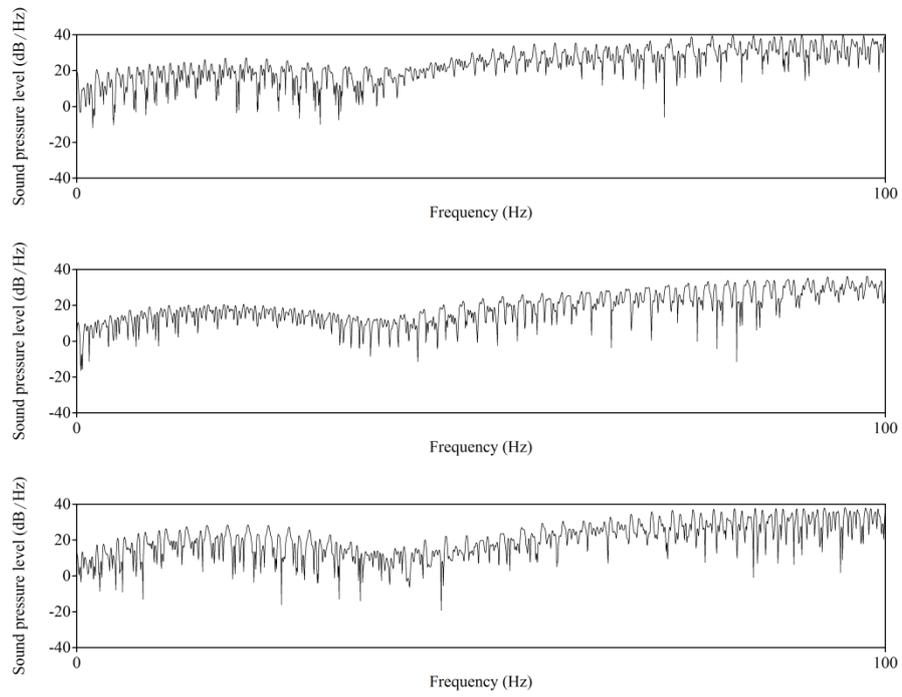
✓ **Bíceps izquierdo**



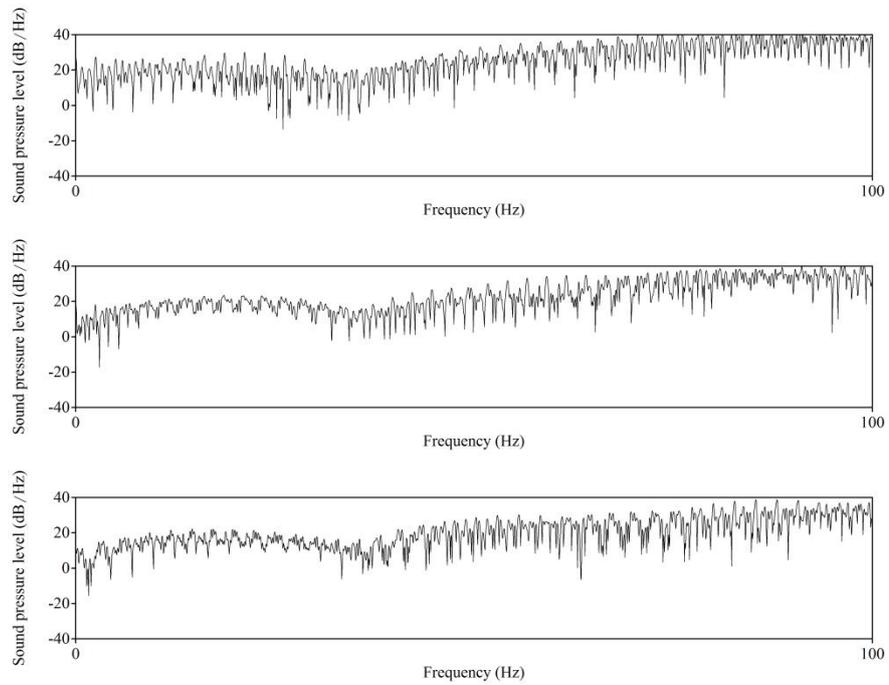
✓ **Antebrazo izquierdo**



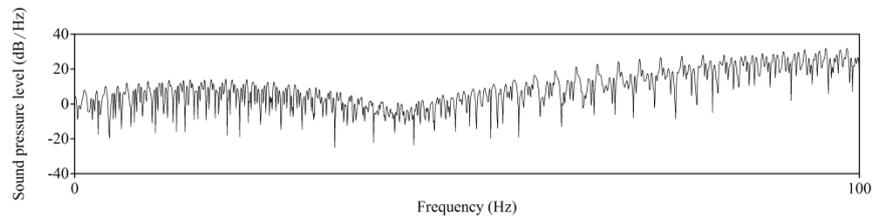
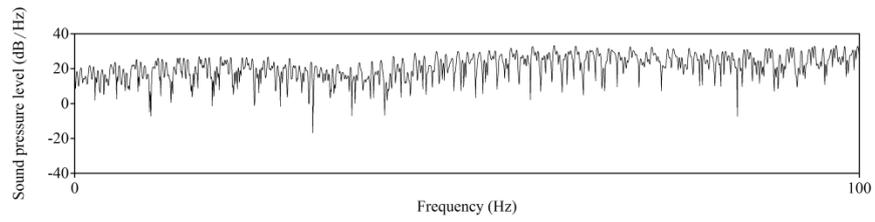
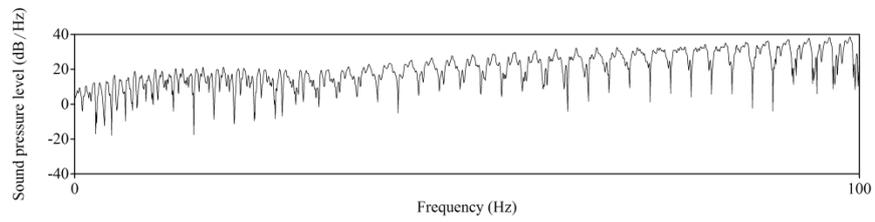
✓ **Gemelo derecho**



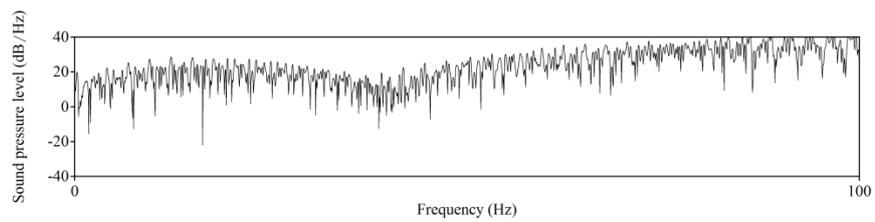
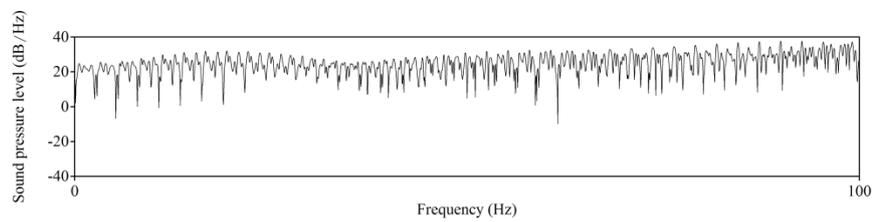
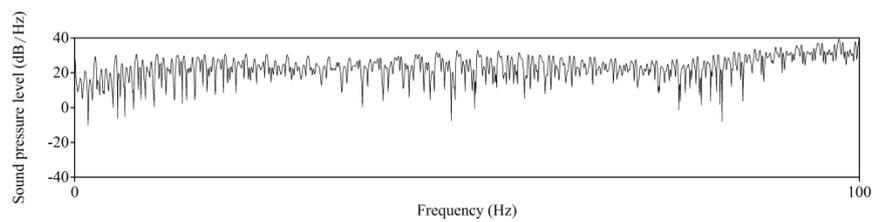
✓ **Cuádriceps derecho**



✓ **Gemelo izquierdo**

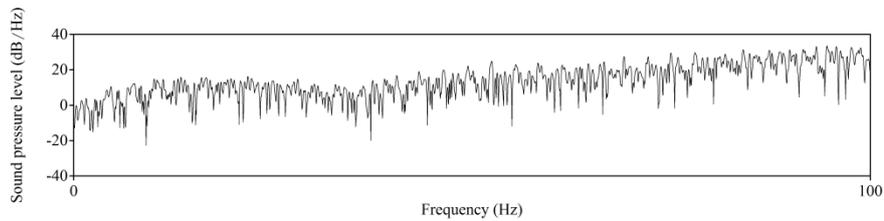
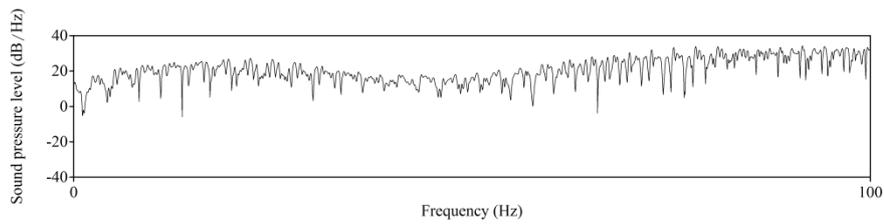
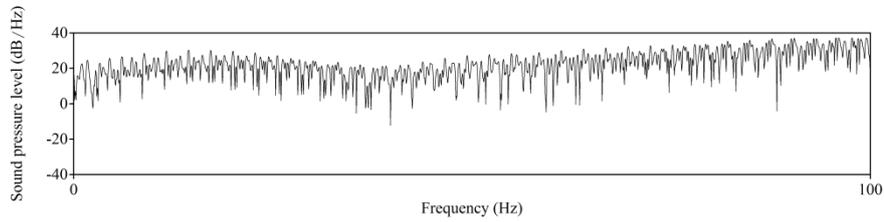


✓ **Cuádriceps izquierdo**

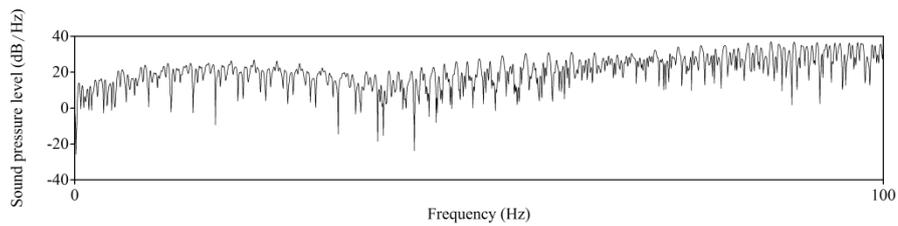
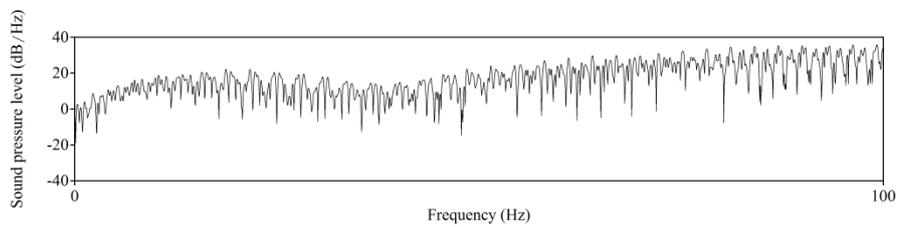
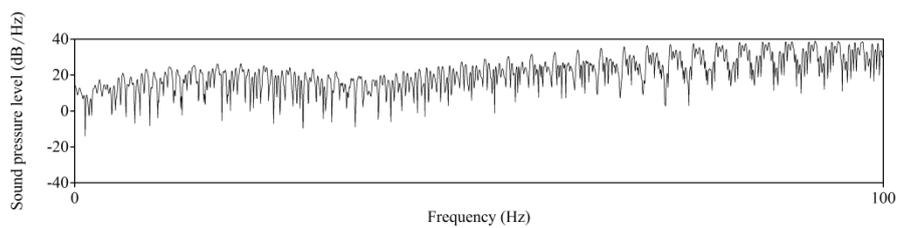


I.VI. SUJETO 6

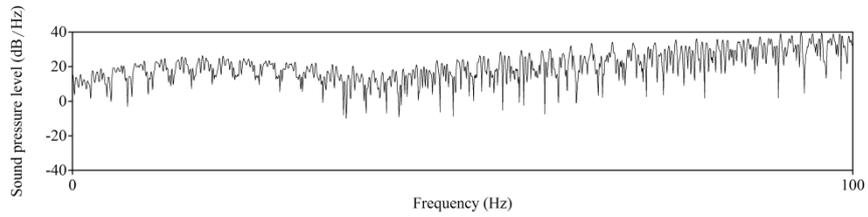
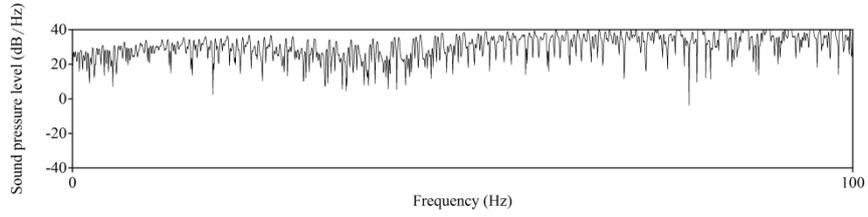
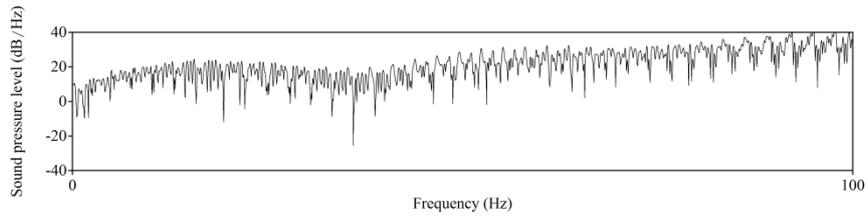
✓ *Bíceps derecho*



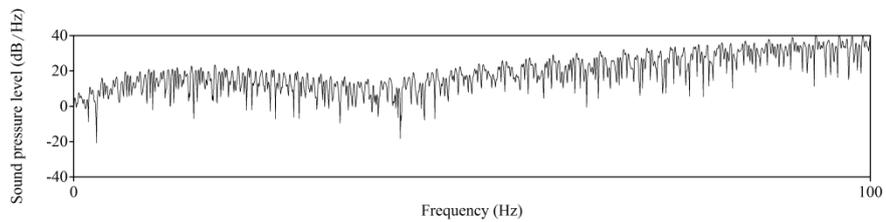
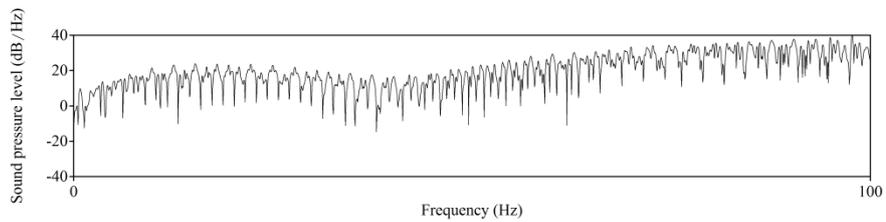
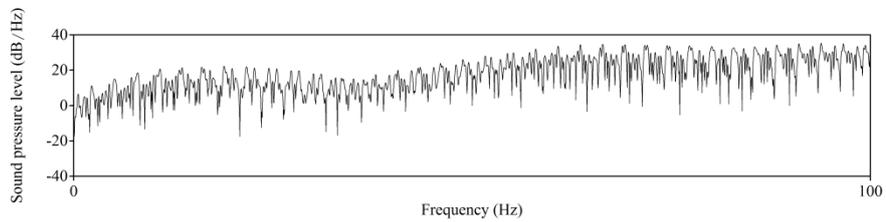
✓ *Antebrazo derecho*



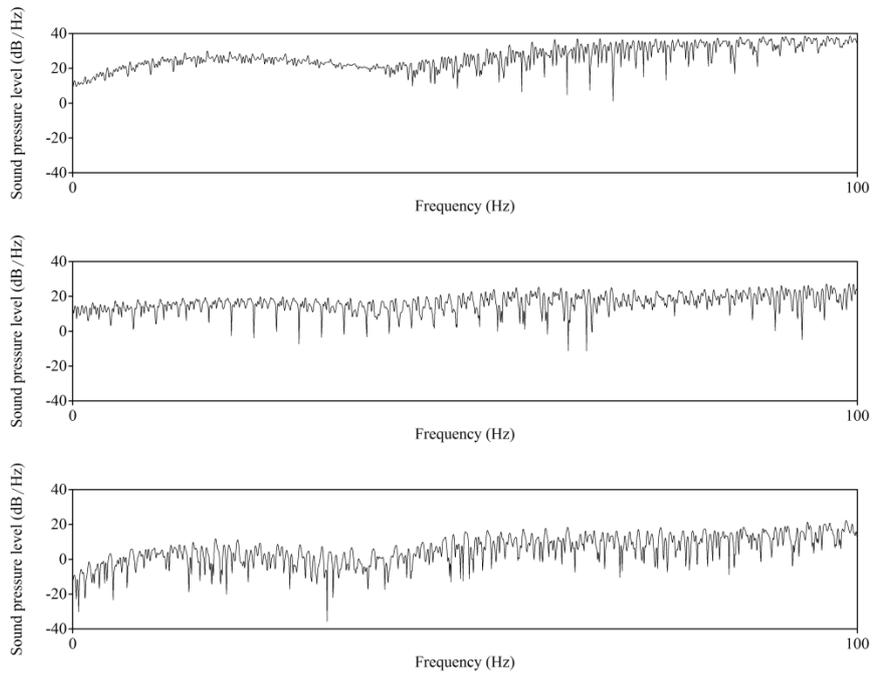
✓ **Biceps izquierdo**



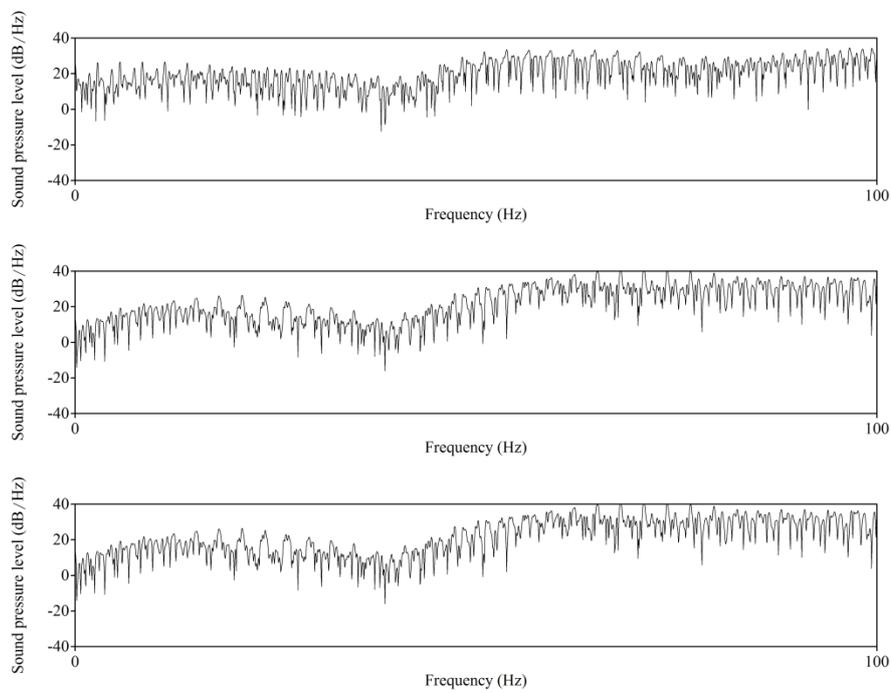
✓ **Antebrazo izquierdo**



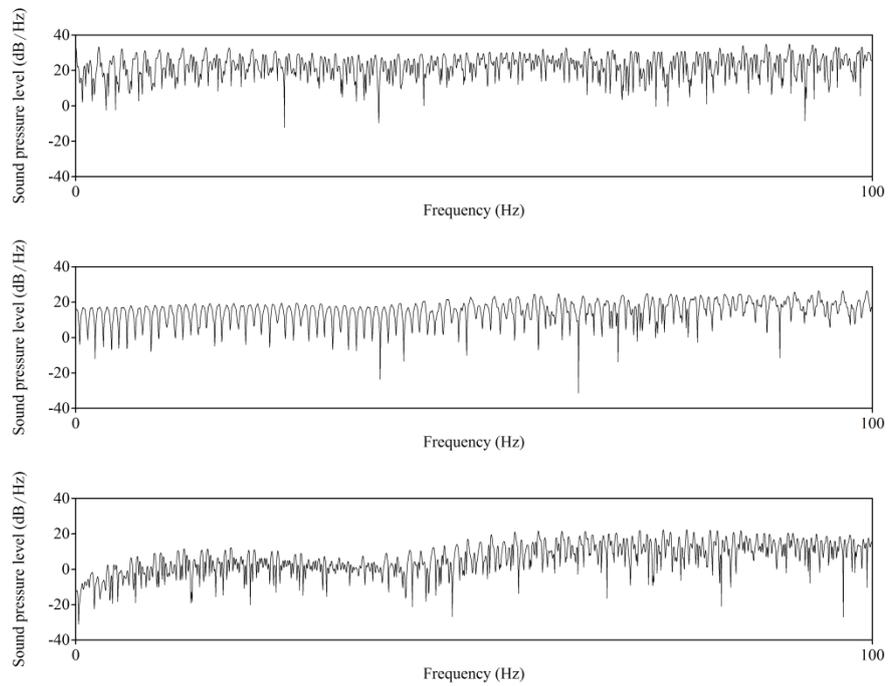
✓ **Gemelo derecho**



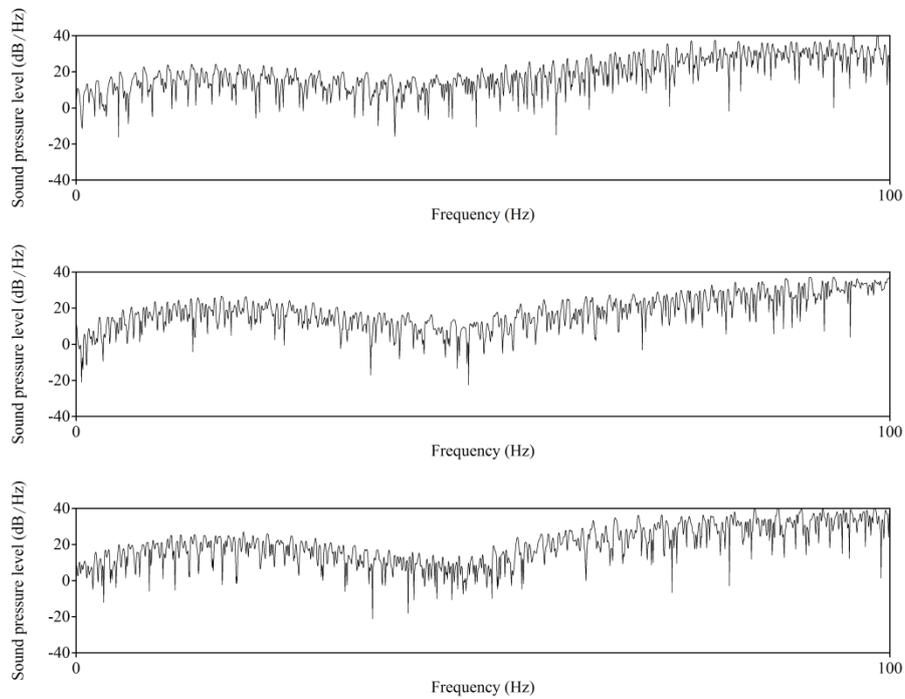
✓ **Cuádriceps derecho**



✓ **Gemelo izquierdo**



✓ **Cuádriceps izquierdo**



Referencias

- [1] Cho, Zang-Hee; Jones, Joie P; Singh, Manbir, Foundations of medical imaging, Ed. John Wiley & Sons, Inc, 1993
- [2] A. F. Pease. "The future of Medical Imaging". Pictures of the Future, 2008.
- [3] J. K. Iglehart. "The New Era of Medical Imaging. Progress and Pitfalls". The New England Journal of Medicine, 2008.
- [4] H. Müller, N. Michoux et al. "A review of content-based image retrieval systems in medical applications: clinical benefits and future directions". International Journal of Medical Informatics, n. 73, pp. 1-23, 2004.
- [5] http://www.ucam.edu/sites/default/files/estudios/postgrados/conferencia_profesora_laura_roa.pdf. Ultima visita en septiembre de 2015.
- [6] http://www.uta.edu/faculty/jcramer/KINE5328/5328_4_Spring05.ppt. Ultima visita en septiembre de 2015.
- [7] "It is important to underline here that the term "surface mechanomyogram" was suggested during a CIBA Foundation Symposium in 1995 to overcome the terminological confusion caused by the habit of identifying the phenomenon with the electrical signal produced by different transducers (microphones, accelerometers, piezoelectric transducers, LVDs, etc.) instead of with its mechanical origin" [doi:10.1007/s00421-003-0924-1](https://doi.org/10.1007/s00421-003-0924-1)
- [8] Beck, Travis W.; Housh, Terry J.; Cramer, Joel T.; Weir, Joseph P.; Johnson, Glen O.; Coburn, Jared W.; Malek, Moh H.; Mielke, Michelle (19 December 2005). "Mechanomyographic amplitude and frequency responses during dynamic muscle actions: a comprehensive review". BioMedical Engineering OnLine.com (BioMed Central Ltd.) 4: p. 67. [doi:10.1186/1475-925X-4-67](https://doi.org/10.1186/1475-925X-4-67). Retrieved 21 December 2014.
- [9] Grimaldi, Francesco Maria (1665). Physico-mathesis de lumine, coloribus, et iride, aliisque adnexis libri duo. Bologna. p. 383.
- [10] Wollaston, WH (1810). "On the duration of muscle action". Philosophical Transactions of the Royal Society of London: 1–5. [doi:10.1098/rstl.1810.0002](https://doi.org/10.1098/rstl.1810.0002).
- [11] Erman, P (1812). "Einige Bemerkungen uber Muscular-Contraction". Annalen der Physik. [doi:10.1002/andp.18120400102](https://doi.org/10.1002/andp.18120400102).
- [12] Stokes, Maria; Blythe, Max (2001). Muscle Sounds in physiology, sports science and clinical investigation. Oxford: Medintel. ISBN 0-9540572-0-1.
- [13] Harrison, A.P., Danneskiold-Samsøe, B., Bartels, E.M. - Portable acoustic myography – a realistic noninvasive method for assessment of muscle activity and coordination in human subjects in most home and sports settings. Physiol Rep. Jul 2013; 1(2): e00029. Published

online Jul 10, 2013. <http://physreports.physiology.org/content/1/2/e00029>. Ultima visita en septiembre de 2015.

[14] Lotze M, Cohen LG, Cogn Behav Neurol. Volition y las imágenes en la neurorrehabilitación..2006 septiembre; 19 (3): 135-40

[15]Grimaldi, Francesco Maria (1665). Physico-mathesis de lumine, coloribus, et iride, aliisque adnexis libri duo. Bologna. p. 383.

[16] Wollaston, WH (1810). "On the duration of muscle action". Philosophical Transactions of the Royal Society of London: 1–5. doi:10.1098/rstl.1810.0002.

[17] Erman, P (1812). "Einige Bemerkungen uber Muscular-Contraction". Annalen der Physik. doi:10.1002/andp.18120400102.

[18] Stokes, Maria; Blythe, Max (2001). Muscle Sounds in physiology, sports science and clinical investigation. Oxford: Medintel. ISBN 0-9540572-0-1.

[19] Bloch, H. "The fathers of percussion". The Journal of Family Practice, 1993; 36 (2): 232.

[20] Pearce, J M S. "Leopold Auenbrugger: camphor-induced epilepsy – remedy for manic psychosis". Eur. Neurol. (Switzerland), 2008; 59 (1–2): 105–7.

[21] Rosen, George. "Percussion and nostalgia". Journal of the history of medicine and allied sciences, 1972; 27 (4): 448–50.

[22] <http://www.ingbiomedica.com/index.php/ingenieria-biomedica/profesion/que-es-ingenieria-biomedica>. Ultima visita en septiembre de 2015.

[23] <http://biomechanics.vtheatre.net/doc/history.html>. Ultima visita en septiembre de 2015.

[24] <http://bioingenieria.com.ar/tag/ultrasonidos/>. Ultima visita en septiembre de 2015.

[25] Barry S. Solomon, Henry M. Seidel, Jane W. Ball, John A. Flynn, Joyce E. Dains, Rosalyn W. Stewart. "Guía Mosby de Exploración Física" 7ª Edición.

[26] <https://es.wikipedia.org/wiki/Palpaci%C3%B3n>. Ultima visita en septiembre de 2015.

[27] <http://www.encyclopediasalud.com/definiciones/martillo-de-reflejos>. Ultima visita en septiembre de 2015.

[28] De Luca, C.J., (1997) "The use of Surface electromyography in biomechanics". Journal of Applied Biomechanics, 13(2), pp. 135-163.

[29] Kleissen, R.F.M., Burke, J.H., Harlaar, J., Zilvold, G. (1998) "Electromyography in the Biomechanical analysis of human movement and its clinical application". Gait and Posture, 8(2), pp. 143-158.

[30] Winter, D.A. (1992) Biomechanics and Motor Control of Human Movements, Editorial University of Waterloo Press, Canada, 2nd.

- [31] Sook Ko E, Young Choi H, Bum Kim R, Woo-Chul N. Application of sonoelastography: comparison of performance between mass and non-mass lesion. *Eur J Radiol* 2012;
- [32] Rzymiski P, Kubasik M, Opala T. Use of shear wave sonoelastography in capsular contracture before and after secondary surgery: report of two cases. *J Plastic Reconstr Aesthet Surg* 2011; 64(12):e309-e312.
- [33] Lorenz T, Campello M. Biomecánica del músculo esquelético. En: Nordin M, Frankel VH, editores. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Editorial McGrawHill - Interamericana 2004; 152-179
- [34] Wareham AC. Neuromuscular function and transmission. *Anaesth Int Care Med* 2006;
- [35] Greig CA, Jones DA. Muscle physiology. *Surgery*. 2009; doi:10.1016/J.mpsur. 2009.10.019
- [36] Decety, J., y Ingvar, DH (1990). Estructuras cerebrales que participan en la simulación mental de la conducta motora: Una interpretación neuropsicológica. *Acta Psychologica*, 73, 13-24.
- [37] Decety, J., y Stevens, J. (2009). Representación de Acción y su papel en la interacción social. En KD Markman, WMP Klein & JA Suhr (Eds.), *El Manual de la Imaginación Mental y Simulación*. Nueva York: Psychology Press.
- [38] Jeannerod, M. The representing brain: neural correlates of motor intention and imagery. *Behav. Brain Sci.* 17,187-245, 1994.
- [39] Palvio, A. *Mental Representations. A Dual Coding Approach*. Clarendon Press, Oxford, 1986.
- [40] Klatzky, R. L., McCloskey, B., Doberty, S., Pellegrino, J. and Smith, T. Knowledge about hand shaping and knowledge about objects. *J. Motor Behav.* 19, 187-213, 1987.
- [41] Klatzky, R. L., Pellegrino, J., McCloskey, B. P. and Lederman, S. J. Cognitive representations of functional interactions with objects. *Mem. Cognit.* 21, 294-303, 1993
- [42] Georgopoulos, A. P. and Massey, J. T. Cognitive spatial-motor processes. *Exp. Brain Res.* 65, 361-370, 1987.
- [43] Jacobsen, E. Electrical measurements of neuromuscular states during mental activities. *Am. J. Physiol.* 96, 116-121, 1931.
- [44] Shaw, W. A. The relation of muscular action potentials to imaginal weight lifting. *Archs. PsychoL* 35, 5-50, 1940.
- [45] Bonnet, M., Decety, J., Requin, J. and Jeannerod, M. Mental simulation of action modulates the excitability of spinal reflex pathways in man. Submitted.
- [46] Feltz, D. L. and Landers, D. M. The effects of mental practice on motor skill learning and performance. A meta-analysis. *J. Sport Psychol.* 5, 25-57, 1983.

- [47] Feltz, D. L. and Landers, D. M. The effects of mental practice on motor skill learning and performance. A meta-analysis. *J. Sport Psychol.* 5, 25-57, 1983.
- [48] Nakata Y, Goto T, Saito H, et al. Comparison of acceleromyography and electromyography in vecuronium- induced neuromuscular blockade with xenon or sevoflurane anesthesia. *J Clin Anesth* 1998; 10: 200–3.
- [49] McCluskey A, Meakin G, Hopkinson JM, Baker RD. A comparison of acceleromyography and mechanomyography for determination of the dose-response curve of rocuronium in children. *Anaesthesia* 1997; 52: 345–9.
- [50] http://store.invensense.com/datasheets/invensense/ICS-40300_ProductSpec_V1%200.pdf. Última visita en septiembre de 2015.
- [51] http://ingeniandolamedicina.blogspot.com.es/2014_03_01_archive.htm. Última visita en septiembre de 2015.
- [52] J. K. Iglehart. “The New Era of Medical Imaging. Progress and Pitfalls” *The New England Journal of Medicine*, 2008.
- [53] <http://tomascabacas.com/primer-radiografia-de-la-historia/> Última visita en septiembre de 2015.
- [54] <http://profarmenciencias.blogspot.com.es/2013/06/el-sistema-muscular.html> Última visita en septiembre de 2015.
- [55] <http://www.jneuroengrehab.com/content/4/1/40/figure/F8?highres=y>. Última visita en septiembre de 2015.
- [56] <http://www.nurseslearning.com/courses/nrp/NRP-1616/Section2/index.htm>. Última visita en septiembre del 2015