



Escuela  
Politécnica  
Superior

# Estudio de sinergias musculares durante actividades de pedaleo



Grado en Ingeniería Robótica

## Trabajo Fin de Grado

Autora:

Afra María Pertusa Llopis

Tutores:

Andrés Úbeda Castellanos

Eduardo Iáñez Martínez



Universitat d'Alacant  
Universidad de Alicante

Junio 2020



# Estudio de sinergias musculares durante actividades de pedaleo

---

## **Autora**

Afra María Pertusa Llopis

## **Tutores**

Andrés Úbeda Castellanos

*Física, ingeniería de sistemas y teoría de la señal*

Eduardo Iáñez Martínez

*Ingeniería de Sistemas y Automática (UMH)*



Grado en Ingeniería Robótica



Escuela  
Politécnica  
Superior



Universitat d'Alacant  
Universidad de Alicante

ALICANTE, Junio 2020



# Preámbulo y Motivación

En este trabajo, se realizarán unas pruebas experimentales para extraer las sinergias musculares de los usuarios y analizar las variaciones que sufren respecto a la modificación de las condiciones biomecánicas determinadas. Las sinergias, a grandes rasgos, son un método del cuerpo humano para simplificar la información, ya que, con una de ellas, se podrá activar un mayor número de grupos musculares. Por lo tanto, gracias a estas se logra obtener una cantidad menor de señales musculares, que además pueden proporcionar información de la coordinación interna del sistema nervioso central (SNC) a la hora de generar el movimiento corporal.

Mediante las características de las sinergias extraídas, se analizarán estos aspectos de forma que se pueda deducir un patrón sinérgico no patológico, el cual se podrá tener en cuenta como referencia u objetivo a conseguir durante el proceso de rehabilitación de los pacientes. Estas métricas o referencias podrán resultar muy útiles en el campo de la rehabilitación, y más concretamente, en el de la robótica de rehabilitación para evaluar la evolución del paciente durante el transcurso de las sesiones. A parte del desempeño y el rango de movimiento que realiza el paciente, se pasaría a evaluar también la respuesta del sistema nervioso a este proceso. Además, en robótica de rehabilitación se mediría la asistencia que el robot proporciona.

Este trabajo podría resultar muy interesante a nivel científico y médico para observar cómo mejora el usuario durante el proceso de rehabilitación, y no fijarse únicamente en sus acciones sobre el mundo exterior. Mediante la aplicación de este estudio, se podría observar la mejora del sistema nervioso del paciente en lo que respecta a la generación del movimiento, y de este

modo, personalizar las terapias para incrementar su eficiencia.

Mi motivación personal para desarrollar este trabajo es contribuir a la mejora de la calidad de vida de las personas. Con los resultados de este estudio y con el estado actual de la tecnología existente, se podrían emplear las sinergias como método de control de exoesqueletos para personas con dificultades motoras o con algún tipo de parálisis.

---

# Agradecimientos

En primer lugar, agradecer su gran esfuerzo a las personas que se han sometido de forma voluntaria a pedalear y formar parte de este estudio. Sin ellas habría sido imposible finalizar este trabajo.

También, agradecer su ayuda y alta disponibilidad por parte de los tutores de este proyecto, Andrés y Eduardo, y a Álvaro, por haber ofrecido su ayuda desde Japón. Gracias por haber propuesto este trabajo y haber sido de gran ayuda para poder solventar los problemas que han ido surgiendo a lo largo del trabajo y del curso, y por su continuo feedback para poder alcanzar los objetivos propuestos. También, por haber podido formar parte del proyecto en colaboración con el Hospital General de Alicante y haber contribuido a la publicación de un artículo en la conferencia International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR) 2020.

A la Universidad de Alicante por haber sido responsables de mi formación universitaria, especialmente al grupo de investigación de Human Robotics (HuRo), por cederme el material necesario para la realización de este TFG. A los profesores de las asignaturas cursadas, agradecerle los conocimientos enseñados para que pueda tener unas salidas laborales en el campo de la robótica.

Por otro lado, a mis compañeros del grado y amigos, por haber creado un gran equipo y un buen ambiente de trabajo durante estos cuatro años, ayudándonos en todo lo que podíamos para crecer como personas en lo personal y profesional.

A mi familia, por compartir conmigo mis logros y ayudarme a conseguir mis metas, y principalmente por ayudarme a superar los momentos más difíciles. Por supuesto, agradecer el esfuerzo económico que han realizado para alcanzar mi nivel de educación actual. Sin ellos no sería la persona que ahora soy. A mi padre, por haberme despertado el interés por la ingeniería desde pequeña cuando le ayudaba a desmontar los ordenadores. A mi madre, por su incondicional apoyo y ayuda en todo momento que he necesitado.

---



*Dedicado a mis padres  
y hermano por  
su continuo apoyo.*



*En algún lugar,  
algo increíble está  
esperando ser conocido.*

Carl Sagan



# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Estructura del trabajo . . . . .	3
<b>2. Marco Teórico</b>	<b>5</b>
2.1. Control motor . . . . .	5
2.2. Sinergias musculares . . . . .	7
2.2.1. Algoritmos para la extracción de sinergias musculares . . . . .	8
2.3. Rehabilitación asistida por robots con señales electromiográficas (EMG) . . .	9
2.4. Evaluación y diagnóstico en la rehabilitación . . . . .	14
2.4.1. Métricas tradicionales y Métricas en rehabilitación asistida por robots	15
2.4.2. Biomarcadores del control motor . . . . .	16
2.4.3. Asistencia del robot . . . . .	18
2.5. Sinergias musculares aplicadas en robótica . . . . .	18
<b>3. Objetivos</b>	<b>23</b>
<b>4. Equipamiento y Software</b>	<b>25</b>
4.1. Noraxon . . . . .	25
4.2. Sensor IMU BWT901CL . . . . .	26
4.3. MATLAB 2017a . . . . .	27
4.4. Bicicleta estática . . . . .	28
4.5. Autodesk Inventor Professional 2019 . . . . .	28
4.6. Ultimaker Cura . . . . .	29
4.7. Impresora 3D con ABS . . . . .	30

---

<b>5. Metodología</b>	<b>31</b>
5.1. Usuarios . . . . .	31
5.2. Determinación de la prueba a realizar por los usuarios . . . . .	32
5.3. Diseños e impresiones 3D . . . . .	33
5.3.1. Soporte para el sensor IMU . . . . .	33
5.3.2. Ángulo 145° . . . . .	35
5.4. Selección de los músculos implicados . . . . .	35
5.5. Interfaz de la prueba . . . . .	36
5.5.1. Fase de reposo . . . . .	36
5.5.2. Fase de preparación . . . . .	37
5.5.3. Fase de pedaleo . . . . .	38
5.6. Sincronización, procesado y extracción de las muestras . . . . .	39
5.6.1. Método NNMF, <i>Non-negative Matrix Factorization</i> . . . . .	40
5.7. Análisis estadístico . . . . .	40
5.7.1. Diagrama de cajas o <i>Boxplot</i> . . . . .	41
5.7.2. Ranksum o Wilcoxon Test . . . . .	41
<b>6. Desarrollo</b>	<b>43</b>
6.1. Preparación de los equipos . . . . .	43
6.1.1. Configuración del equipo Noraxon . . . . .	43
6.1.2. Conexión del sensor IMU . . . . .	44
6.2. Preparación del participante . . . . .	45
6.2.1. Cuestionario . . . . .	45
6.2.2. Ajuste de bicicleta . . . . .	45
6.2.3. Preparación de la piel . . . . .	45
6.2.4. Colocación de los sensores Noraxon . . . . .	46
6.2.4.1. Comprobación de la colocación de los sensores . . . . .	48
6.3. Realización prueba . . . . .	48
6.3.1. Fase de calentamiento o <i>base</i> . . . . .	49
6.3.2. Fase de pedaleo o <i>cycling</i> . . . . .	49

---

---

6.4. Procesamiento de los datos . . . . .	50
6.4.1. Sincronización de las muestras . . . . .	50
6.4.2. Extracción de sinergias . . . . .	52
6.4.2.1. Recorte de las tareas . . . . .	53
6.4.2.2. Cálculo de las repeticiones . . . . .	54
6.4.2.3. Cálculo de las sinergias . . . . .	55
6.5. Cálculo estadístico . . . . .	59
6.5.1. Obtención del Diagrama de cajas o <i>Boxplot</i> . . . . .	59
6.5.2. Cálculo de significancias con Ranksum o Wilcoxon Test . . . . .	60
6.5.2.1. Análisis y representación de las significancias . . . . .	61
6.6. Cálculo del error de seguimiento de velocidad . . . . .	62
<b>7. Resultados y Discusión</b>	<b>65</b>
7.1. Error de seguimiento de velocidad . . . . .	65
7.1.1. Presentación y descripción de las gráficas . . . . .	66
7.1.2. Discusión de las gráficas . . . . .	67
7.2. Porcentajes de sinergias junto a su significancia . . . . .	68
7.2.1. Presentación y descripción de las gráficas . . . . .	68
7.2.2. Discusión de las gráficas . . . . .	71
7.2.2.1. Usuarios individuales . . . . .	71
7.2.2.2. Grupos de población . . . . .	72
7.3. Pesos musculares para las sinergias junto a su significancia . . . . .	73
7.3.1. Presentación y descripción de las gráficas . . . . .	73
7.3.2. Discusión de las gráficas . . . . .	75
7.3.2.1. Usuarios individuales . . . . .	75
7.3.2.2. Grupos de población . . . . .	76
<b>8. Conclusiones</b>	<b>81</b>
8.1. Artículos relacionados . . . . .	83
<b>9. Trabajos futuros</b>	<b>85</b>
9.1. Estudio de las sinergias en condiciones de variación de velocidad . . . . .	85

---

9.2. Estudio en personas con afecciones neurológicas . . . . .	86
9.3. Obtención de métricas de evaluación en robótica de rehabilitación . . . . .	86
9.4. Control de exoesqueletos mediante sinergias . . . . .	87
<b>Bibliografía</b>	<b>89</b>
<b>Lista de Acrónimos y Abreviaturas</b>	<b>95</b>
<b>A. Anexo I: Medidas de los diseños 3D</b>	<b>97</b>
A.1. Soporte sensor IMU . . . . .	97
A.2. Ángulo 145° . . . . .	98
<b>B. Anexo II: Gráficas de sinergias</b>	<b>99</b>
<b>C. Anexo III: Gráficos tipo boxplot por usuario</b>	<b>113</b>
C.1. Porcentaje de las sinergias . . . . .	113
C.2. Pesos musculares por sinergia . . . . .	119

---



## Índice de figuras

2.1. Estructura muscular y su contracción. Fuente: Ramón R. y cols. (s.f.). . . . .	6
2.2. Autoencoders Network. Fuente: Spüler y cols. (2016). . . . .	8
2.3. Sistema de rehabilitación del experimento de Mulas y cols. (2005). . . . .	11
2.4. Robot de rehabilitación MIT-MANUS . . . . .	12
2.5. Robot LIGHTarm. Fuente: Chiavenna y cols. (2018). . . . .	19
4.1. Equipo empleado para la recogida de muestras. . . . .	26
4.2. Software del equipo EMG (Noraxon MR 3.10). . . . .	26
4.3. Sensor IMU BWT901CL. . . . .	27
4.4. Entorno MATLAB. . . . .	27
4.5. Bicicleta estática. . . . .	28
4.6. Entorno de trabajo de Autodesk Inventor Professional. . . . .	29
4.7. Entorno gráfico de Ultimaker Cura. . . . .	29
5.1. Cronograma de la prueba. . . . .	33
5.2. Dimensiones sensor IMU. . . . .	34
5.3. Diseño inicial del soporte. . . . .	34
5.4. Diseño final del soporte. . . . .	34
5.5. Ángulo 145°. . . . .	35
5.6. Esquema de ubicación del ángulo en la pierna. . . . .	35
5.7. Selección de músculos final. . . . .	37
5.8. Interfaz en fase de reposo. . . . .	38
5.9. Músculos implicados en las fases del pedaleo (P., 2018). . . . .	38
5.10. Interfaz en fase de preparación. . . . .	39
5.11. Interfaz en fase de pedaleo. . . . .	39

---

5.12. Ejemplo diagrama de cajas. Fuente: <a href="https://nubededatos.blogspot.com/2015/03/multiples-diagramas-de-caja-en-r.html">https://nubededatos.blogspot.com/2015/03/multiples-diagramas-de-caja-en-r.html</a> . . . . .	42
6.1. Esquema de montaje del sensor. . . . .	44
6.2. Posición de pedaleo. . . . .	46
6.3. Colocación de los sensores. . . . .	47
6.4. Visualización de una correcta colocación del sensor durante la contracción muscular. . . . .	48
6.5. Realización de la prueba por una participante. . . . .	50
6.6. Resultado de la sincronización de datos. . . . .	53
6.7. Interfaz usada para recortar los datos y calcular las repeticiones. . . . .	54
6.8. Gráfica representada por AvgTrial. . . . .	56
6.9. Sinergias y pesos para cada uno de los músculos. . . . .	57
6.10. Datos de velocidad obtenidos de la prueba. . . . .	62
6.11. Recortes de velocidad. . . . .	63
7.1. Velocidad media de los usuarios por resistencias. . . . .	66
7.2. Error de seguimiento de los usuarios por resistencias junto a sus significancias. . . . .	67
7.3. Significancia de todos los usuarios, <i>all</i> . . . . .	69
7.4. Significancia de los hombres. . . . .	70
7.5. Significancia de las mujeres. . . . .	71
7.6. Significancia por sinergias para todos los usuarios, <i>all</i> . . . . .	78
7.7. Significancia por sinergias para los hombres. . . . .	79
7.8. Significancia por sinergias de las mujeres. . . . .	80
A.1. Medidas del diseño del ángulo. . . . .	98
C.1. Boxplot porcentajes para GIR01. . . . .	113
C.2. Boxplot porcentajes para GIR09. . . . .	114
C.3. Boxplot porcentajes para GIR10. . . . .	114
C.4. Boxplot porcentajes para GIR13. . . . .	115
C.5. Boxplot porcentajes para GIR14. . . . .	115

---

---

C.6. Boxplot porcentajes para GIR15. . . . .	116
C.7. Boxplot porcentajes para GIR16. . . . .	116
C.8. Boxplot porcentajes para GIR17. . . . .	117
C.9. Boxplot porcentajes para GIR18. . . . .	117
C.10.Boxplot porcentajes para GIR19. . . . .	118
C.11.Boxplot pesos para GIR01. . . . .	119
C.12.Boxplot pesos para GIR09. . . . .	120
C.13.Boxplot pesos para GIR10. . . . .	121
C.14.Boxplot pesos para GIR13. . . . .	122
C.15.Boxplot pesos para GIR14. . . . .	123
C.16.Boxplot pesos para GIR15. . . . .	124
C.17.Boxplot pesos para GIR16. . . . .	125
C.18.Boxplot pesos para GIR17. . . . .	126
C.19.Boxplot pesos para GIR18. . . . .	127
C.20.Boxplot pesos para GIR19. . . . .	128

---



# Índice de tablas

5.1. Información de los usuarios. . . . .	32
6.1. Umbrales de comparación para significancias. . . . .	61
7.1. Velocidades y errores por usuario medios de la prueba. <b>Velocidad media:</b> representada respecto a la prueba total. <b>Error medio:</b> respecto a la velocidad media. <b>Error 20 km/h:</b> error respecto al valor consigna de velocidad. . . . .	68
8.1. Patrones obtenidos con el aumento de la resistencia. . . . .	83
A.1. Medidas del soporte para el sensor. . . . .	97
B.1. Sinergias para todos los usuarios o <i>All</i> . . . . .	100
B.2. Sinergias para los hombres. . . . .	101
B.3. Sinergias para las mujeres. . . . .	102
B.4. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR01. . .	103
B.5. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR09. . .	104
B.6. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR10. . .	105
B.7. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR13. . .	106
B.8. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR14. . .	107
B.9. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR15. . .	108
B.10. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR16. . .	109
B.11. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR17. . .	110
B.12. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR18. . .	111
B.13. Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR19. . .	112



# Índice de Códigos

6.1. Código para la extracción y representación de las sinergias de todos los usuarios.	57
6.2. Boxplot para representación de diagrama de cajas . . . . .	60





# 1. Introducción

Actualmente, existe una gran parte de la población que se encuentra en fase de rehabilitación, ha pasado por ella o podría necesitarla en un futuro para recuperar la función motora en la mayor medida posible tras un accidente o lesión, sea cerebrovascular o no y, por lo tanto, poder desenvolverse en su vida diaria. En rehabilitación de miembro superior se pretende aumentar el rango de movimiento y poder realizar las tareas necesarias para el día a día. En lo que respecta a la rehabilitación de las extremidades inferiores, el objetivo que se plantea en estas sesiones es recuperar la movilidad de las piernas. Por consiguiente, es inherente a este proceso de rehabilitación la necesidad de valorar el progreso del paciente.

La Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física (SERMEF) afirma que el 25% de los pacientes ingresados en un hospital requieren de rehabilitación, donde el 50% se corresponde a problemas musculoesqueléticos y articulares, y el resto por problemas neurológicos o traumatismos, entre otros. En concreto, en España aseguran que entre el 3-5% de la población requieren rehabilitación anualmente. En otras palabras, hasta 2,355,000 de españoles necesitan rehabilitación, iSanidad (2017).

Con la implantación de los robots de rehabilitación, se ha conseguido mejorar la motivación y salud psicológica de las personas a lo largo del proceso de recuperación, ya que el robot asegura que el paciente alcance los objetivos propuestos para esa sesión mediante una asistencia de movimiento especialmente adaptada a las condiciones psicomotrices del usuario (*assist-as-needed*). Con ello, se percibe el esfuerzo realizado por el paciente para ayudarlo a completar el movimiento o retirar este apoyo si es capaz de realizarlo por sí mismo. Por consiguiente, como métrica de evaluación del proceso se tomará la asistencia proporcionada. Además, otra principal ventaja es que el terapeuta tendrá que realizar menos esfuerzos, ya

que será el robot el que soporte el peso de la persona. Asimismo, se podrá atender a un número mayor de pacientes al mismo tiempo y las sesiones de rehabilitación se podrán realizar con mayor frecuencia.

Por otro lado, este tipo de rehabilitación se puede combinar con la toma de señales bioeléctricas, como las señales electromiográficas (EMG), en tiempo real durante la sesión. Estas señales informarán de la activación muscular que realiza el usuario, pudiendo conocer la recuperación del sistema nervioso en caso de daño cerebral o sistema musculoesquelético del individuo.

Todos los aspectos mencionados anteriormente pueden beneficiarse con el uso de las sinergias, foco de estudio de este TFG. No obstante, en la actualidad estas no tienen un uso tan extendido como las señales EMG que se obtienen directamente del músculo, aunque sí que se están realizando aplicaciones y estudios con las sinergias.

Las sinergias, que serán definidas y analizadas en mayor detalle en el Capítulo 2, son una forma de codificación de las señales musculares, a partir de las cuales se puede activar un grupo de músculos. Es decir, se consigue con una cantidad menor de señales, controlar un mayor número de músculos. Por lo tanto, se obtiene una reducción de dimensionalidad de las señales que el cerebro ha de enviar.

En este estudio se analizará el movimiento de pedaleo debido a su alta similitud con el patrón que se realiza al caminar. Asimismo, el propósito final de este TFG consiste en analizar cómo la variación de las condiciones biomecánicas, en este caso, la resistencia aplicada en la bicicleta, modifica las características de las sinergias musculares extraídas. Además, a partir de este estudio se pretenden obtener unos patrones y métricas que permitan valorar a los pacientes en un proceso de rehabilitación asistida por robots monitorizada con señales EMG o aplicarlas como método de control de exoesqueletos.

Por último, destacar que este estudio forma parte del proyecto: *Nuevas métricas para la*

---

---

*evaluación de la función motora usando técnicas avanzadas de electromiografía (GV/2019/25).*

## **1.1. Estructura del trabajo**

Este trabajo se estructurará en diferentes capítulos en los que se tratarán los diferentes aspectos que ha habido que desarrollar y ejecutar para poder obtener los resultados finales de este estudio y, por lo tanto, cumplir con los objetivos propuestos.

En el segundo capítulo se realizará un estudio teórico de la evolución desde cómo se transmiten las señales musculares por el cuerpo humano para generar el movimiento muscular, así como la idea de sinergia y lo que representa. Además, se tratarán ejemplos del estado actual de la rehabilitación asistida con robots monitorizada con sensores EMG, aplicaciones de las sinergias en robótica y se analizarán las diferentes formas de valorar la evolución de la rehabilitación del paciente con patologías.

En el tercer capítulo se expondrán los objetivos globales y concretos propuestos para este trabajo, así como la forma de actuación que lleve a cumplirlos. En el cuarto capítulo (Equipo y *Software*) se explicarán los diferentes elementos y recursos, tanto físicos como de programas informáticos, que han sido necesarios y de gran utilidad para poder desarrollar el trabajo.

En el siguiente capítulo, *Metodología*, se explicarán las diferentes etapas transcurridas para poder diseñar e implementar la prueba necesaria para comenzar con la toma de datos. También se indicarán las diferentes herramientas y algoritmos que ayudarán a realizar el análisis final de los datos.

En el sexto capítulo se detallará el desarrollo del trabajo, donde se indicarán los pasos previos, durante, y posteriores a la realización de las pruebas con los participantes. Se explicará el protocolo experimental a seguir en ellas, así como la forma de combinación, procesamiento y extracción de los datos necesarios para elaborar los resultados.

---

En el séptimo capítulo se analizará la información obtenida previamente y se extraerán los datos más relevantes para comparar y poder extraer datos estadísticos. En el octavo capítulo se concluirá el trabajo, destacando todos aquellos resultados que se hayan considerado más importantes y relevantes de este estudio.

Por último, se hará un análisis de las diferentes posibilidades de ampliación y aplicación de este trabajo en entornos de la vida cotidiana para la mejora de esta. Además, se investigarán los posibles avances que este estudio puede aportar al ámbito de la robótica de rehabilitación.

---

## 2. Marco Teórico

En este capítulo se introducirán los conceptos básicos que se tratarán a lo largo del trabajo observando cuál es su estado actual haciendo un recorrido de su evolución durante la historia.

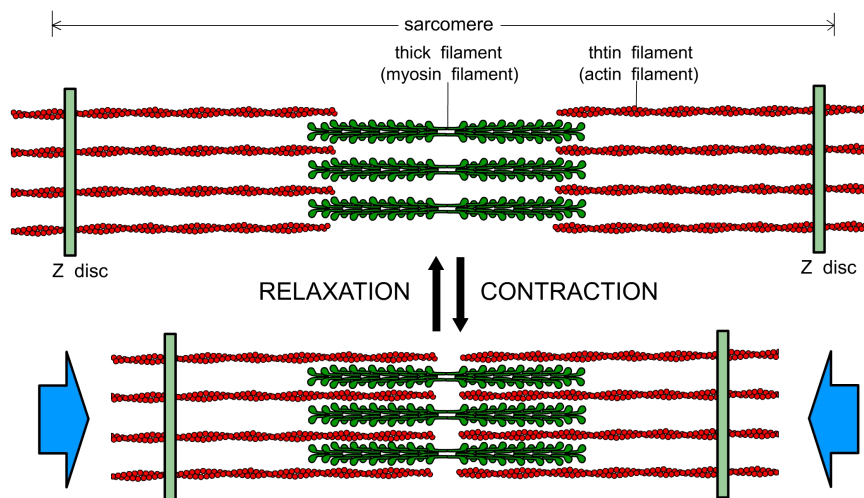
### 2.1. Control motor

En este apartado se tratará la generación de la contracción muscular de los músculos esqueléticos, es decir, se explicará el proceso requerido para transmitir la señal eléctrica desde el sistema nervioso central (SNC) al músculo deseado para su activación y, por consiguiente, su contracción. A rasgos generales, el movimiento surge del SNC para ser trasladado desde el cerebro por la médula espinal y enviarlo al músculo deseado mediante el sistema nervioso periférico.

En el cuerpo humano existen tres tipos de músculos: liso, cardíaco y esquelético. El primero de ellos es el que se encuentra en los órganos internos, el segundo correspondería con el músculo de las paredes del corazón; y por último, los músculos esqueléticos o voluntarios, analizados en este TFG, que son aquellos que se encuentran unidos a las articulaciones o huesos, y que por lo tanto, cuando se contraen, generan un movimiento gracias a las fuerzas ejercidas en los tendones y huesos. Parte de este movimiento se ve facilitado por la existencia de los músculos agonistas y antagonistas, o sea, cuando uno se contrae, el otro se relaja para poder generar el movimiento (Wilkin y Brainard, 2015).

Para poder comprender el funcionamiento de contracción y relajación, hay que definir los siguientes conceptos: motoneurona (MN), fibras musculares y unidad motora (MU).

A nivel anatómico, los músculos se encuentran formados por fibras musculares, que a su vez están formadas por un conjunto de miofibrillas. Estas se componen de filamentos de actina y miosina, proteínas responsables de la contracción muscular (Hall y Guyton, 2016), las cuales se encuentran separadas entre los discos-Z. A la cantidad de miofibrilla comprendida entre dos discos-Z se la denomina sarcómero, Figura 2.1. La función principal del disco-Z es conectar las distintas miofibrillas.



**Figura 2.1:** Estructura muscular y su contracción. Fuente: Ramón R. y cols. (s.f.).

La MU está formada por la MN y las fibras musculares, cuya activación se encargará principalmente de activar el músculo (Singh y cols., 2018). Las fibras musculares de una MU se encuentran inervadas por una MN, neurona que cuando se activa, produce la contracción de las fibras. Para que la motoneurona se active, se ha de superar un cierto umbral de activación. Por otro lado, la proporción entre la MN y número de fibras musculares permitirá obtener un control neural fino en mayor o menor medida. Cuando la activación de una MN afecta a una pequeña cantidad de fibras, se produciría un control motor fino, mientras que si la neurona activa un gran número de fibras, se produce un control motor grueso. Aquí surge el concepto de reclutamiento, que consiste principalmente en el orden en que las MU se activan. Las MU, además se activarán con una frecuencia, conocida como frecuencia de activación (Fox, 2011).

Estos dos parámetros (reclutamiento y frecuencia) serán los determinantes de la fuerza que realiza el músculo, de forma que primero se activan las MU más pequeñas. A medida que se requiere aplicar una fuerza mayor, se irán activando MU con mayor tamaño. La frecuencia influirá de forma que, si se requiere una fuerza más elevada, la frecuencia con la que se envía información a la unidad motora será mayor para evitar que las fibras se relajen, por lo que conserva la contracción (Ramón R. y cols., s.f.). Por último, también cabe definir lo que es una reserva motora, que se correspondería con un conjunto de neuronas que inervan un único músculo.

## 2.2. Sinergias musculares

Las sinergias musculares surgen de la idea de que el cuerpo humano, cuando realiza un movimiento, no activa cada uno de los músculos con una señal independiente, sino que envía una señal a un grupo de músculos, los cuales trata como una única unidad para moverlos de forma conjunta. De esta forma, el cuerpo humano consigue reducir la dimensionalidad del problema y disminuir la complejidad del movimiento a realizar (Schmidt y cols., 2019), con lo que el control muscular se simplifica.

La demostración de la existencia de esta reducción de dimensionalidad del SNC, surge con el neurofisiólogo Nikolai Bernstein (1896-1966), hace unos 50 años. Como resultado de estos estudios, se indicaba que con una pequeña cantidad de señales, el SNC es capaz de mover un mayor número de músculos. A estas unidades enviadas a los grupos musculares se las conoce como primitivas o *motor primitive* (MP). Por lo tanto, las sinergias vendrían dadas por la MP. Además, los tipos de sinergias se pueden definir como dependientes de la tarea a realizar o independientes de esta según si está predefinida en el cuerpo humano o no (Singh y cols., 2018).

En Spüler y cols. (2016) reafirman esta teoría, donde expresan que las sinergias sirven como medio para reducir los grados de libertad que se aplican. De este modo, si se activaran los músculos mediante señales independientes, existirían infinitas formas de activarlos para realizar una misma tarea. Por lo tanto, las sinergias pueden resultar de gran ayuda para entender en qué forma el SNC trata las redundancias en el movimiento, así como sus estrategias para

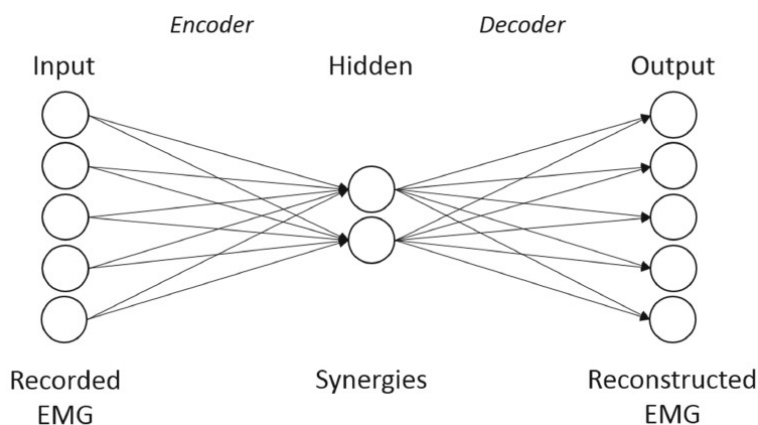
---

generar el movimiento (Hassan y cols., 2018). Además, este comportamiento sinérgico no es exclusivo del ser humano, sino que se ha presentado también en otras especies animales como las ranas o gatos.

### 2.2.1. Algoritmos para la extracción de sinergias musculares

Para la extracción de las sinergias musculares se han desarrollado una gran cantidad de algoritmos. Entre ellos, los más destacados son *Independent Component Analysis* (ICA), *Principal Component Analysis* (PCA), *Non-negative Matrix Factorization* (NNMF), redes neuronales del tipo *Autoencoders*, siendo los tres primeros métodos lineales.

El principal problema de los algoritmos lineales es que no son capaces de extraer las relaciones entre músculos agonistas y antagonistas, relación muscular de gran importancia en el control motor, tal como indica Spüler y cols. (2016). Este equipo ha desarrollado un sistema de extracción de las sinergias basado en una red neuronal no supervisada del tipo *Autoencoders*, que soluciona el problema expresado anteriormente. Esta red se encarga de codificar los datos de la entrada y decodificarlos a la salida a partir de las sinergias obtenidas en la capa intermedia, y se caracteriza por tener el mismo número de entradas y salidas. Además, cuenta con una capa oculta con un número de neuronas equivalente a las sinergias a extraer. La estructura de esta red neuronal se muestra en la Figura 2.2.



**Figura 2.2:** Autoencoders Network. Fuente: Spüler y cols. (2016).



En cuanto a los algoritmos lineales mencionados anteriormente, se encuentra NNMF, método iterativo que se explicará en detalle en el Apartado 5.6.1. Por otro lado, se presenta el PCA que es un algoritmo no supervisado que se encarga de separar la muestra dada en diferentes componentes los cuales son ortogonales entre sí. Este algoritmo se compone de dos fases para obtener las componentes principales: primero se calcula la media de la variable, la cual se resta a cada valor para maximizar la varianza como un problema de optimización. A los cálculos sucesivos se le añade la imposición de la condición de que la nueva variable a analizar no tiene relación con las obtenidas anteriormente, este hecho es el que garantiza la ortogonalidad de los datos extraídos (Amat Rodrigo, 2017).

ICA consiste en la separación de las señales en diferentes componentes. De este algoritmo existen diferentes variantes como: probabilistic-ICA o fastICA. Aquí, se parte de un conjunto de muestras aleatorias, y los datos son la mezcla de las componentes originales. Además, las variables son independientes entre sí y se conoce el modelo con el que se obtendrá la salida o mezcla a partir de las componentes independientes (Nassabay Pardo, 2006).

Si se compara la eficacia de estos algoritmos, PCA no proporciona unos resultados tan buenos como ICA y NNMF para la extracción de sinergias. *Autoencoders* proporciona la ventaja de las relaciones musculares entre los músculos agonistas y antagonistas, pero su máxima eficiencia se da cuando el número de sinergias a extraer es menor.

## **2.3. Rehabilitación asistida por robots con señales electromiográficas (EMG)**

En este apartado se tratarán las formas de rehabilitación monitorizada con EMG que se han desarrollado hasta la actualidad. Este tipo de rehabilitación en sus inicios se basaba en tomar los datos de forma previa y posterior al tratamiento, pero actualmente se está introduciendo lo que se conoce como control mioeléctrico, es decir, tomar estos datos en tiempo real con el fin de que modifiquen las características cinemáticas de los actuadores de las prótesis o exoesqueletos, y asistiendo al paciente con la fuerza o velocidad que se requiera para que

---

cumpla los objetivos que se le hayan propuesto en la sesión de rehabilitación programada. Además, las señales EMG se presentan aunque no se refleje un claro movimiento externo en la persona, por lo que se puede usar como medio para conocer que el usuario quiere moverse (Diprieto y cols., 2005).

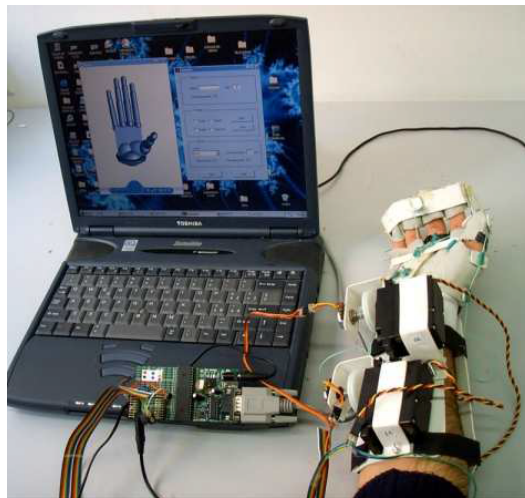
Respecto a las señales EMG, existen diferentes métodos para su captación: EMG de superficie (sEMG) en la que el electrodo toma los datos del músculo a través de la piel de forma no invasiva; y electrodos intramusculares los cuales están dotados de unas agujas para tomar la señal del músculo de forma más directa y, por lo tanto, permite captar las señales de los músculos que se encuentran más profundos (Alva Coras, 2012).

No obstante, un principal inconveniente de las señales sEMG es que la señal captada puede verse afectada por factores externos, por lo que los valores máximos que se pueden alcanzar van a depender de un usuario a otro. Algunos de los aspectos que pueden modificar estas lecturas son: distancia entre los sensores, distancia desde la superficie de la piel a las fibras musculares, si se trata de electrodos secos o húmedos (con gel conductor), diámetro y cantidad de fibras musculares, fatiga muscular o ruido durante la toma de las señales, entre otros (Cifuentes González, 2012).

La primera de las aplicaciones consiste en la rehabilitación de mano (Mulas y cols., 2005) orientada a personas que han perdido parte de la capacidad de control debido a algún problema neurológico o motor, o accidentes cerebro-vasculares. El principal enfoque que realizan es la aplicación y toma de las señales EMG para poder predecir el movimiento que el paciente quiere realizar y asistirle en la medida que sea necesaria. Este estudio lo realizaron con una interfaz háptica y con un sistema antropomórfico artificial de mano y brazo, sistemas a los que añadieron señales EMG (Figura 2.3). El funcionamiento de este sistema consiste principalmente en captar y procesar los datos EMG correspondientes a los dos músculos monitorizados del antebrazo, acompañado de una interfaz gráfica en la que se observa el movimiento a realizar, y con ellos, poder enviar la información al microcontrolador para que los reproduzca en el exoesqueleto teniendo en cuenta estas señales como método de predicción de

---

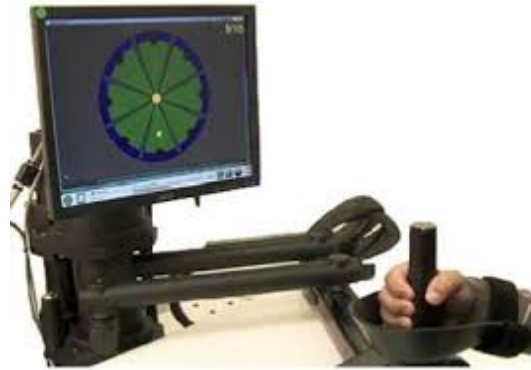
intencionalidad de movimiento. Gracias a este proyecto, se podría conseguir que el terapeuta pueda controlar a más personas en una sesión, o que incluso la persona pueda realizar esta de forma independiente desde casa con una supervisión remota por parte del terapeuta.



**Figura 2.3:** Sistema de rehabilitación del experimento de Mulas y cols. (2005).

Por otro lado, en Diprieto y cols. (2005) se introducen sistemas de rehabilitación para brazo con área de trabajo descrita en un plano para pacientes que hayan sufrido un accidente cerebro-vascular con un sistema de gamificación. Los datos de posición, velocidades y fuerzas del paciente podrán ser almacenadas para evaluar su evolución. Un ejemplo de este tipo de rehabilitación se muestra en el robot MIT-MANUS (Figura 2.4), robot de efector final que garantiza, en función de las capacidades del paciente, que este llegue a los objetivos propuestos en el juego que se le muestra en la pantalla. El grupo de Diprieto y cols. (2005) ha estudiado la posibilidad de incluir las señales EMG para controlar este proceso de rehabilitación, de forma que se personalice más y permita estudiar la evolución del paciente mediante estos datos. Además, consiguen ayudar a los pacientes a alcanzar las diferentes posiciones indicadas mediante un controlador de impedancia que se adaptará a sus necesidades. Los músculos y objetivos a estudiar se pueden variar entre pacientes. En este estudio, realizaron tres experimentos donde se presentaba o no asistencia, y en el caso de asistir, se variaba la forma de activación de esta, según si se movían en la dirección indicada o cuando se efectuaba cualquier movimiento. Las conclusiones finales fueron que cuando se asistía, el esfuerzo

realizado por los músculos era menor. Además, esta asistencia se podrá modificar para que se la terapia se centre más en los músculos de interés para generar los movimientos requeridos.



**Figura 2.4:** Robot de rehabilitación MIT-MANUS

Los ejemplos que se han propuesto anteriormente hacían referencia a la rehabilitación de los miembros superiores, pero en lo que respecta a los miembros inferiores también se han desarrollado diferentes aplicaciones de rehabilitación robótica monitorizada con señales EMG. Una muestra de ello se indica en Fleischer y cols. (2006), que desarrollaron un exoesqueleto de pierna con actuación en la rodilla (1 GDL), así como una órtesis de mano de 16 GDL controlada del mismo modo que el exoesqueleto de miembro inferior. Consideraron interesante añadir el control mediante señales EMG medidas en los músculos de mayor relevancia para la flexión y extensión de rodilla, con el fin de disminuir los tiempos del bucle de control, ya que si lo realizaban a través de sensores de fuerza, aparecían retrasos producidos debido a la espera para generar el movimiento y poder ser captado. Para realizar el control del robot, tomaron dos casos: uno en el que las EMG modelaban un modelo dinámico del cuerpo humano (DHBM) para transformarlo en información para los actuadores; y un control directo de fuerza (DFC) donde se actúa el motor a partir de la diferencia entre la señal EMG y las fuerzas medidas en el actuador. El sistema de control que implementaron consiste en un bucle externo que mide la señal EMG y el estado del motor para poder enviar una nueva señal, y el bucle interno de menor frecuencia que contiene un sistema PID para controlar el actuador. Como conclusiones de este estudio, observaron que tras realizar los movimientos

pedidos como subir un escalón, el primero de los métodos (DHBM) tenía una complejidad computacional mayor, pero facilita el mantenimiento del equilibrio y la obtención de las trayectorias gracias a su modelo. Por el contrario, DFC es más robusto gracias a sus sensores de fuerza que le proporcionan la información de inercia, velocidad, etc.

Además, se ha realizado un estudio en personas sanas y pacientes de 57-72 años, afectados por un accidente cerebrovascular que les causó hemiparesia<sup>1</sup>, en el que el equipo de van Kammen y cols. (2017) empleó las señales sEMG para determinar las diferencias de la actividad muscular y control temporal entre los pacientes y personas sanas. Para poder realizarlo se ayudaron de sensores EMG para tomar la señal de cinco músculos de cada una de las piernas si se trataba de los pacientes. En los usuarios sanos únicamente midieron las señales de su pierna dominante. Usaron sensores de presión ubicados en la planta del pie del usuario para determinar la marcha y apoyos del pie en la cinta. Para realizar este estudio, hicieron uso del robot Lokomat Pro versión 6.0. Con este robot y su cinta andadora, determinaron dos situaciones experimentales: proporcionar o no asistencia a la persona. Sin embargo, a los participantes sanos no se les proporcionó asistencia de peso (*Body Weight Support*, WBS), aunque esto lo usaron únicamente para aportar estabilidad a los pacientes. Tras tomar las señales musculares, extrajeron que, en lo que respecta a las señales musculares, la aplicación del exoesqueleto disminuía la amplitud de estas en los dos grupos de población analizados. Además, en este caso, los patrones que se obtenían eran más similares comparados con cuando no se empleaba el exoesqueleto. En lo que respecta al control temporal, observaron que cuando se asistía, los patrones presentados entre la pierna afectada y la sana de los pacientes diferían menos en el sentido de que los balances para realizar el movimiento de marcha se intentaban igualar, respecto a cuando realizaban el movimiento de forma libre, que presentaban mayores problemas para estabilizarse. Posteriormente, van Kammen y cols. (2019) realizaron un estudio basado en los mismos principios y pruebas para analizar mejora de la simetría en el movimiento de las piernas observando las señales musculares y las activaciones temporales tras el proceso de rehabilitación del que dedujeron que la modificación de la velocidad tenía más implicación en estos factores que la variación de la asistencia al paciente.

---

<sup>1</sup>Debilidad de fuerza motora presentada en un lado del cuerpo. Fuente <https://es.wikipedia.org/wiki/Hemiparesia>

---

En resumen, los elementos y sistemas de control que se usan para los sistemas de rehabilitación de miembro inferior con las señales EMG se basan en los mismos principios que para los miembros superiores. Estos reflejan que, a partir de las señales musculares captadas, se predice e identifica el movimiento que se va a realizar para poder acondicionarlo a las necesidades del usuario y mover así los accionamientos. Además, las características extraídas permiten entender mejor el sistema de coordinación y transmisión del movimiento del SNC.

## 2.4. Evaluación y diagnóstico en la rehabilitación

Hasta la fecha en que surgió la rehabilitación asistida con robots, se empleaban únicamente métricas tradicionales basadas en el desempeño del paciente durante esta. No obstante, todo ello fue cambiando gracias a los robots, cuyas métricas basadas en la interacción con ellos proporcionaban una gran cantidad de información. Las principales ventajas son que se pueden usar para adaptar la terapia a las necesidades reales del paciente y permite obtener unas medidas más exactas, es decir, no basadas en ciertas escalas. Además, estas métricas innovadoras, permiten entender qué está ocurriendo internamente en las señales musculares y, por lo tanto, conocer la forma en la que el cerebro está enviando la información o cómo actúa el músculo.

Fundamentalmente, en el campo de la rehabilitación existe una serie determinada de ejercicios a realizar. Entre ellos se encuentran: (1) tareas de seguimiento de trayectorias (*tracking*); (2) alcance punto a punto donde el usuario ha de alcanzar las diferentes situaciones geométricas propuestas; y (3) manipulación de objetos, siendo los dos últimos enfocados principalmente a la rehabilitación de miembro superior (Colombo y Sanguineti, 2018). Sin embargo, cuando se trata de la rehabilitación de miembro inferior, esta suele consistir en hacer que el paciente ande en diferentes condiciones físicas, facilitándole o demandándole un mayor nivel de esfuerzo.

---

### 2.4.1. Métricas tradicionales y Métricas en rehabilitación asistida por robots

Inicialmente se basaban en diferentes escalas donde el terapeuta indicaba si el usuario era capaz de realizar los movimientos que se le habían propuesto en diferentes condiciones, con resistencias, movimientos libres, etc, como es la escala determinada por el Medical Research Council (MCR) (Council, 1976). Estas métricas tradicionales son subjetivas. A partir del uso de los robots en la rehabilitación, surgieron unas nuevas métricas fundamentadas en el movimiento generado en el sistema.

Estas métricas se basan en el efecto que el usuario genera en el entorno y los movimientos que realice durante la sesión de terapia. Dentro de esta sección se pueden encontrar las siguientes formas de evaluación, dependiendo de si se evalúan directamente estos efectos (función motora), o se intenta evaluar más la visión propioceptiva que el usuario tiene de sus movimientos, es decir, se le ocultará el miembro para realizar el movimiento que luego ha de repetir (función sensorial). Algunas de las métricas más empleadas, explicadas en Colombo y Sanguineti (2018) son:

- **Función motora**

- **Espacio de trabajo:** área o volumen que es capaz de abarcar el usuario. Es dependiente del tipo de robot empleado.
  - **Velocidad de movimiento**
  - **Longitud del camino normalizado:** diferencia de la longitud de la trayectoria realizada con la propuesta.
  - **Eficacia de movimiento:** capacidad del usuario para realizar el movimiento con o sin ayuda del robot.
  - **Error en la dirección de la fuerza:** capacidad que el paciente tiene en dirigir la fuerza en la dirección indicada.
  - **Índice de coordinación de movimiento:** mide la coordinación espacial o temporal.
  - **Tiempo de movimiento:** tiempo transcurrido para realizar la tarea indicada.
-

- **Suavidad de movimiento:** ausencia de brusquedades en el movimiento.
- **Precisión de movimiento:** cálculo de los errores absolutos de los distintos puntos determinados en la trayectoria.

- **Función sensorial**

- **Error medio:** error entre las posiciones alcanzadas y deseadas. Sirve para medir la presencia de déficits propioceptivos.
- **Contracción/Extensión espacial:** área de trabajo que se ha conseguido alcanzar con el brazo activo y el pasivo.
- **Desplazamientos sistemáticos:** se obtiene la media de los desplazamientos realizados.
- **Variabilidad:** desviación de la mano en alcanzar las posiciones deseadas.

#### 2.4.2. Biomarcadores del control motor

Para obtener este tipo de métricas, habrá que tener en cuenta la información que se capta de los sensores del robot, con los que se podrá medir desde datos cinemáticos o de fuerzas, hasta las señales EMG, electroencefalografía (EEG), etc. Además, como estas medidas se captan directamente del usuario o robot, se pueden obtener valores durante toda la duración de la sesión de forma automatizada para poder evaluarlas. Cabe destacar que estas métricas no son tan específicas para miembro superior como las que se han mencionado en el Apartado 2.4.1, ya que están basadas en las señales que emergen del cerebro (EEG), y más concretamente del córtex frontal de él o las que llegan a los músculos como EMG, todo ello para generar los movimientos establecidos en la sesión.

A partir de las señales EMG, se pueden extraer las sinergias, como se verá posteriormente en este trabajo, de forma que se podrá analizar bajo diferentes condiciones y tras la sesión de terapia con el fin de valorar en qué punto se encuentra el paciente y cómo estas señales evolucionan con el paso del tiempo. Las sinergias pueden emplearse con el fin de obtener unas métricas que pueden informar al terapeuta de cómo se está coordinando el cuerpo humano en el envío de estas a los grupos musculares. Entre las principales ventajas de su uso, se pueden

---



encontrar el análisis de la coordinación neurológica o evaluar qué efectos se obtienen como resultado del proceso de rehabilitación, entre otras. Además, cabe destacar que el potencial de activación de las sinergias musculares es inversamente proporcional a la asistencia proporcionada al usuario (Coscia y cols., 2018).

Igualmente, con las señales EMG se podrá analizar la amplitud de la señal producida por el músculo para evaluar de forma interna cómo se está recuperando la capacidad y resistencia muscular, realizar análisis de fatiga muscular, etc.

Un ejemplo de aplicación real de las señales EMG y EEG se refleja en Velázquez-Pérez y cols. (2017), en que emplearon técnicas de obtención de coherencia intermuscular y corticomuscular en enfermos y portadores de Ataxia Espinocerebelosa Tipo 2 (SCA2)<sup>2</sup>, la cual debilita la capacidad de coordinación motora y equilibrio de la persona. En este estudio, se dieron cuenta de que la coherencia era similar en los portadores que no habían presentado todavía la enfermedad y en los que ya la padecían. Por lo tanto, estas métricas podrían resultar de gran utilidad para predecir y detectar esta u otras enfermedades de características similares antes de que se manifiesten.

Además, se pueden emplear técnicas de neuroimagen como Imagen de Resonancia Magnética Funcional (fMRI). Este tipo de prueba informa de la actividad gracias a los flujos de sangre que se transportan a áreas del cerebro. De este modo, en el periodo de rehabilitación permite conocer la activación de estas áreas para determinar si el cuerpo las ha reorganizado, especialmente cuando se ha sufrido un accidente cerebro-vascular. Si se presentan patrones anormales a los de una persona sana, quiere decir que el cerebro está distribuyendo la actividad cerebral de una forma distinta para generar el mismo movimiento. Una demostración de ello fue dada por Lazaridou y cols. (2013) en la que realizó un estudio donde los pacientes, ayudados por un robot, realizaban una serie de movimientos con el fin de analizar este tipo de actividad cerebral con fMRI, comparándolos con los patrones de personas sanas.

---

<sup>2</sup>Fuente: <https://www.ivami.com/es/pruebas-geneticas-mutaciones-de-genes-humanos-enfermedades-neoplasias-y-farmacogenetica/1148-pruebas-geneticas-ataxia-espinocerebelosa-tipo-2-atrofia-olivopontocerebelosa-tipo-ii-o-tipo-holguin-atrofia-espinocerebelosa-tipo-2-ataxia-espinocerebelosa-tipo-cubano-sindrome-de-wadia-swami-gen-atxn2>

---

Otra forma de evaluarlo es mediante estimulación magnética transcraneal (EMT), donde se genera un campo magnético en el cráneo de la persona, midiendo la latencia en el transporte de la señal a la unidad motora correspondiente. En el estudio de Martínez Hernández y cols. (2008), este método fue empleado para la detección de Esclerosis Lateral Amiotrófica (ELA).

### **2.4.3. Asistencia del robot**

En este caso concreto, en rehabilitación robótica, una forma de evaluar la mejora es midiendo la asistencia que el robot proporciona al paciente. A medida que este tome una menor carga de trabajo y el paciente comience a realizar los movimientos por él mismo, se dirá que el paciente ha mejorado porque la dependencia con el robot para realizarlos es menor o nula. A este concepto se le conoce como *assist-as-needed*. Aplicando este enfoque, el usuario siempre participará de forma activa en el proceso de rehabilitación, Srivastava y cols. (2016). Además, gracias a este soporte, durante la terapia el usuario siempre alcanzará los objetivos fijados en la sesión, factor que contribuirá enormemente en su motivación a lo largo del proceso de rehabilitación.

## **2.5. Sinergias musculares aplicadas en robótica**

En este apartado se analizarán los diferentes estudios y aplicaciones que se han realizado hasta la actualidad en la que se emplean las sinergias musculares como elemento de control de sistemas robóticos. Aunque las sinergias también se pueden emplear en campo de los deportes (evaluar el aprendizaje muscular con el entrenamiento), detección y/o medida de evolución en la rehabilitación como se ha comentado en la Sección 2.4.2; en este apartado se tratarán en su aplicación en la robótica.

Una evidencia de ello se muestra en Berniker y cols. (2009) donde se estudiaron las sinergias musculares en las extremidades posteriores de una rana. El propósito final de este estudio era evaluar qué pérdida de eficacia se producía al aplicar un esquema de control basado en sinergias musculares con el fin de reproducir los comportamientos observados en la rana. Para poder alcanzar sus conclusiones, desarrollaron un controlador de baja dimensionalidad que

---

proporcionaba una aproximación dinámica natural y un conjunto de sinergias extraídas que controlaran el miembro generado. Previamente, a estas sinergias tuvieron que asignarles unos movimientos. Finalmente, obtuvieron que no se perdía eficiencia en el controlador en comparación con uno que recoge todas las dimensiones. Sin embargo, para alcanzar esto, había que seleccionar las sinergias que tenían mayor consideración de las propiedades dinámicas del miembro, es decir, las más relevantes.

Otro uso en rehabilitación consiste en un sistema de miembro superior en el que se pide al usuario que realice tres tareas en tres condiciones: ayuda del robot (Figura 2.5), ayuda con compensación de peso, y sin ayuda. Con la extracción de las sinergias descubrieron que estas ofrecían una gran ventaja frente a la toma tradicional de las señales EMG, en el sentido en el que se permite conocer sus características espaciales y temporales para un conjunto de músculos activados simultáneamente (Chiavenna y cols., 2018).



**Figura 2.5:** Robot LIGHTArm. Fuente: Chiavenna y cols. (2018).

Además, en un estudio elaborado por Scano y cols. (2018) se emplearon las sinergias musculares como medio de control de la asistencia de un robot en rehabilitación de miembro superior. En él, se pidió a los pacientes crónicos de accidentes cerebro-vasculares que realizaran movimientos del tipo *point-to-point* con la mano de forma asistida o sin esta ayuda para extraer sus sinergias. Posteriormente, clusterizaron y compararon los resultados acordes a su forma espacial y temporal para ver en qué medida, esta ayuda robótica modificaba las características sinérgicas. El resultado fue que no encontraron disparidades relevantes. Sin embargo, en algunos casos observaron que cuando se asistía con el robot, las componentes

---

temporales disminuían.

En el campo de la robótica de rehabilitación existen aplicaciones de las sinergias que principalmente se pueden agrupar en la creación de controladores para aplicar el término *assist-as-needed* o como métodos de evaluación. Dentro del primer grupo se encuentra la premisa de Coscia y cols. (2018), que defiende que las sinergias se pueden emplear para elaborar un controlador de robots de rehabilitación empleado como asistencia de movimiento o compensación del peso de la gravedad, es decir, restarle peso al usuario. Asimismo, cuando el movimiento se realiza de forma pasiva por parte del usuario, se ha demostrado que las estructuras sinérgicas se presentan de la misma forma que si se realizara activamente. La idea principal para poder controlar el robot se basa en la actividad del usuario: si este presenta una actividad sinérgica baja, se podrá obligarle a que tome un papel más activo en la terapia, de forma que así la asistencia y reducción del peso se realizará de una forma lo más óptima posible. Además, observaron que en el caso de miembro superior que las sinergias varían en función de la velocidad y trayectoria, por lo que este aspecto se podría tener en cuenta a la hora de diseñar una terapia robotizada.

Por último, se presenta un estudio (Hassan y cols., 2018) en el que se valora si las sinergias son realmente útiles en el campo del control de robots, concretamente en exoesqueletos de miembro inferior para pacientes con hemiplejia<sup>3</sup>. En esta, se usan las sinergias musculares calculadas con PCA para predecir el movimiento. También poseían un bastón monitorizado para tener en cuenta el miembro superior en el movimiento estudiado. Además, se añadieron sensores inerciales (IMU) y sensores de fuerza para determinar la posición de la pierna sana. El controlador realizado fue del tipo PD con un ajuste manual de las constantes proporcional y derivativa, el cual para generar el movimiento del exoesqueleto tipo HAL de una pierna, se basaba en información de usuarios sanos y las recogidas por el paciente. Tras la realización del estudio, se comparó la *performance* controlada por sinergias y sin ellas, observando que se obtenía una buena simetría y estabilidad de tiempos durante la marcha. A pesar de haber presentado un buen funcionamiento, este control proporcionaba un rango de movimiento menor.

---

<sup>3</sup>Parálisis de la mitad del cuerpo. Fuente: <https://www.topdoctors.es/diccionario-medico/hemiplejia>

---

---

La factibilidad del empleo de estas en los pacientes con hemiplejia ha de ser mejor investigada debido a la variabilidad de su estado clínico, aunque sí que se han observado mejoras respecto al control tradicional en el que no se monitorizan las señales musculares del paciente.

Con todo este análisis de las aplicaciones y estudios actuales más relevantes, queda demostrado que el uso de las sinergias en el campo de la robótica obtiene mejores resultados que los sistemas que se limitan a mover de forma cíclica la extremidad, ya que mediante el conocimiento de la coordinación neurológica, se optimizan las sesiones de terapia para alcanzar un aprendizaje más eficaz y veloz. Una principal ventaja es la asistencia personalizada que se le proporciona al usuario sin la necesidad de participación constante por parte del terapeuta, el cual, en la rehabilitación tradicional, es el encargado de mover el miembro afectado durante toda la sesión. Además, este tipo de señales sEMG se puede captar de forma sencilla y no invasiva, lo que supone una mayor comodidad para el paciente. En el último estudio analizado (Hassan y cols., 2018), queda patente que la optimización de estas señales como medio de control no es siempre infalible, sino que depende en gran medida de las condiciones de partida de cada uno de los pacientes.

---



### 3. Objetivos

En este apartado, se indicarán de forma detallada los objetivos que se pretenden alcanzar a través de la elaboración de este estudio y la forma de lograrlos. Asimismo, se identificarán los objetivos concretos que guiarán todo el proceso de elaboración de esta investigación.

El principal objetivo es estudiar cómo, a través del cambio de las condiciones biomecánicas durante el pedaleo, varían las características de las sinergias musculares. La condición que se modificará, en nuestro caso, será la resistencia de la bicicleta entre los niveles uno y cinco, de forma que sea accesible para todos los usuarios.

Lograr esta meta global vendrá condicionada por el cumplimiento de una serie de objetivos a menor escala que se podrán encontrar a lo largo de todo el proceso de investigación, siendo estos los que se expresan a continuación:

- Estudio de los requisitos y materiales disponibles para realizar el diseño del protocolo experimental.
- El diseño de un protocolo experimental que fusione la información de las señales (EMG y datos cinemáticos) obtenidas durante la prueba.
- Extraer las sinergias musculares de los datos experimentales obtenidos en las pruebas con usuarios.
- Analizar el comportamiento de las sinergias musculares en relación con las distintas condiciones experimentales.
- Obtención de métricas útiles para terapias de rehabilitación asistida por robots.

Mis objetivos personales en este proyecto son la obtención de unos resultados significativos y útiles, suponiendo un avance relevante en el ámbito de la robótica de rehabilitación combinada con la toma de las señales musculares. Además, entender las fases y los procesos por los que transcurre un proyecto científico de ingeniería.

---



## 4. Equipamiento y Software

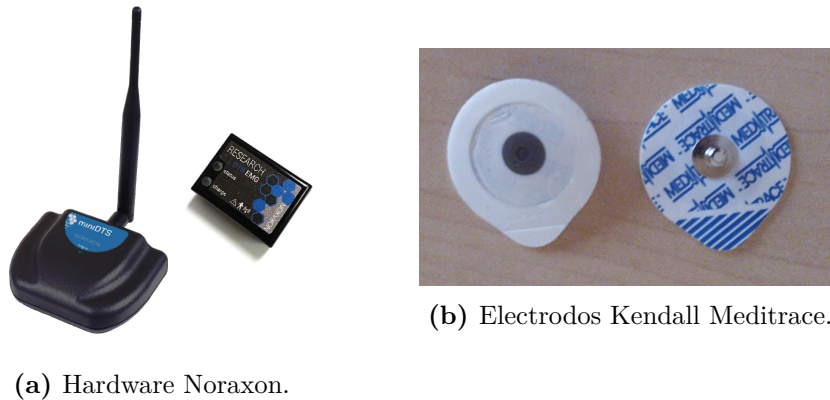
El material que se ha empleado para realizar este estudio ha variado desde un *hardware* de captura de datos (señales sEMG), hasta programas de diseño 3D o *software* que ha sido de utilidad para diseñar la prueba y procesar la información obtenida.

A continuación, se realizará una explicación de los diferentes elementos que han sido necesarios y de gran utilidad para desarrollar este trabajo.

### 4.1. Noraxon

Este equipo consta de un conjunto de cuatro sensores inalámbricos funcionando a una frecuencia de 1500 Hz, que se encargan de captar y amplificar la señal muscular de la superficie de la piel. Estos sensores habrá que combinarlos con un par de electrodos simples (Figura 4.1b) por cada uno de ellos que se situarán encima del músculo a estudiar. Además, se contará con una antena (Figura 4.1a) que envía la información recabada en tiempo real al ordenador, que se podrá ver en el *software* propio del equipo (Noraxon MR 3.10).

Este *software* (Figura 4.2) permitirá configurar las ubicaciones de los sensores en el cuerpo, así como crear nuevos usuarios a los que se le podrá asignar datos como nombre, peso, altura, imágenes, fecha de nacimiento, entre otras funcionalidades. Una característica útil de este programa es que también permite exportar los datos grabados a formato *.mat*, reconocible por MATLAB, herramienta con la que se han procesado los datos.



(a) Hardware Noraxon.

(b) Electrodes Kendall Meditrace.

Figura 4.1: Equipo empleado para la recogida de muestras.



Figura 4.2: Software del equipo EMG (Noraxon MR 3.10).

## 4.2. Sensor IMU BWT901CL

Este sensor inalámbrico con conexión *bluetooth 2.0* (Figura 4.3) de la empresa *Wit Motion*, permite conocer la inclinación, velocidades angulares en los tres ejes, giroscopio y magnetómetro. Este es capaz de captar información a 200 Hz, pero en este estudio se ha limitado a 100 Hz la frecuencia de muestreo para asegurar una buena sincronización en tiempo real.

En las pruebas, ha servido para controlar la velocidad lineal de los usuarios y así asegurarse de que todos pedalean a la misma velocidad en las pruebas. Además, ha servido como *feedback* a la interfaz en tiempo real.



Figura 4.3: Sensor IMU BWT901CL.

### 4.3. MATLAB 2017a

Este potente *software* con un lenguaje de programación propio (lenguaje M) permite realizar una gran variedad de tareas como la programación a alto nivel, diseño y desarrollo de interfaces gráficas con *GUIDE* o *App Designer*, establecimiento de comunicaciones, visualización y tratamiento de señales y curvas tanto en 2D como en 3D. Además, posee de base una serie de librerías o *Toolboxes* que pueden facilitar tareas como filtrado de señales, funcionalidades matemáticas, etc.

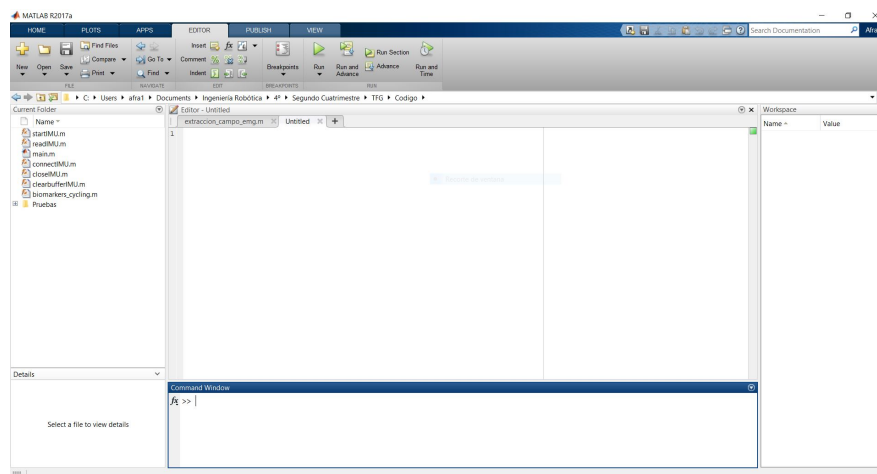


Figura 4.4: Entorno MATLAB.

En este trabajo, esta herramienta (Figura 4.4) ha sido de utilidad para desarrollar las diferentes interfaces gráficas de usuario para la gamificación de la prueba y para la extracción y procesamiento de cada una de las tareas de las pruebas.

#### 4.4. Bicicleta estática

Esta bicicleta (Figura 4.5), perteneciente al laboratorio de *Human Robotics* cuenta con 8 niveles de resistencia ajustables mediante una ruleta. Permite también regular la altura del sillín para una mayor comodidad y posee correas para ajustar la anchura del pie y evitar que este se mueva en exceso durante la prueba. En cuanto a la información que muestra en la pantalla, se pueden ver: pulsaciones por minuto, velocidad lineal de pedaleo, calorías consumidas, tiempo de actividad y distancia recorrida.



Figura 4.5: Bicicleta estática.

#### 4.5. Autodesk Inventor Professional 2019

Autodesk Inventor es un programa que permite realizar tanto diseños 2D como diseños 3D de una forma muy intuitiva generando extrusiones a partir de los planos 2D, así como despieces y montajes de una serie de elementos 3D. Además, permite crear diseños *CAD* y obtener diferentes formatos aptos para realizar impresiones 3D como *.stl*.

A través de este *software* (Figura 4.6), se han realizado los diferentes diseños de las piezas necesarias para las pruebas, siendo estas: (1) pieza de soporte para el acelerómetro de la bicicleta y (2) ángulo para comprobar la correcta posición de las piernas de los usuarios como

---

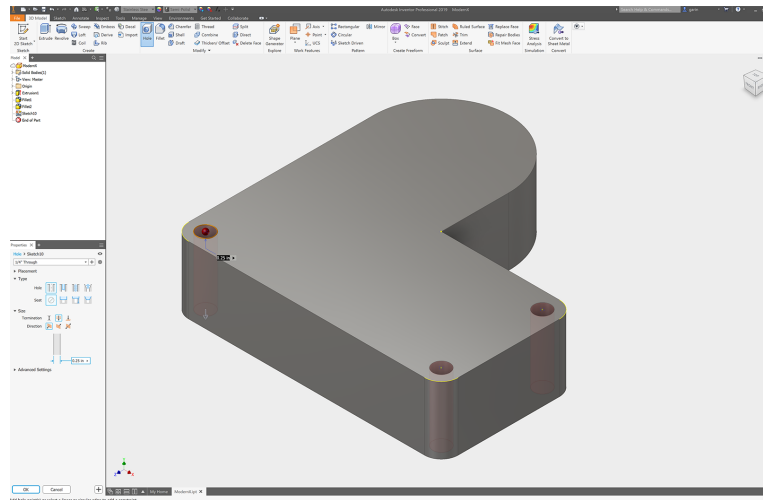


Figura 4.6: Entorno de trabajo de Autodesk Inventor Professional.

posición de partida en el pedaleo.

## 4.6. Ultimaker Cura

Aplicación que permite transformar un diseño 3D en un archivo preparado para ser impreso. En este programa (Figura 4.7) se pueden configurar las temperaturas, *infill* de la pieza, material de impresión, velocidad de desplazamiento del extrusor, añadir soportes en el diseño a imprimir o seleccionar el modelo de impresora, entre otros.

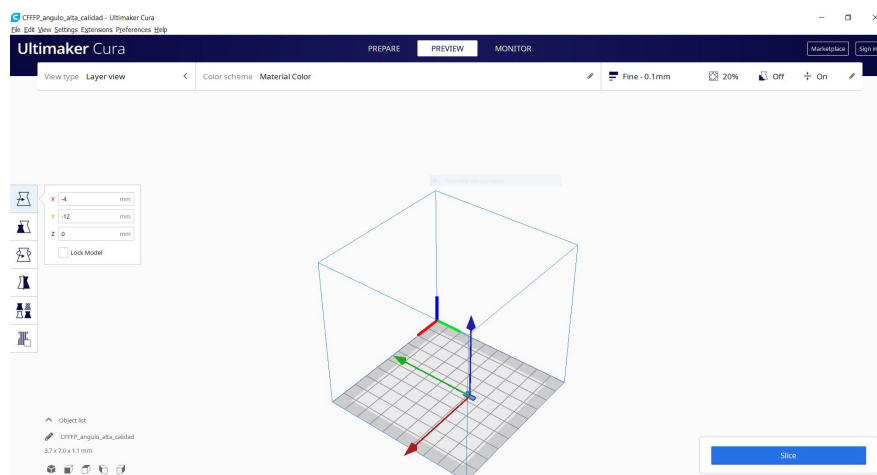


Figura 4.7: Entorno gráfico de Ultimaker Cura.

En este trabajo, las características de configuración de la impresión no se han considerado muy relevantes ya que, por ejemplo, el ángulo no va a sufrir ningún tipo de esfuerzo físico, mientras que el soporte sí, por lo que se ha creado una pieza lo más sólida posible sin tanto espacio hueco en su interior.

#### **4.7. Impresora 3D con ABS**

Las diferentes piezas se han obtenido a partir de la impresora 3D del laboratorio de *Human Robotics* de la Universidad de Alicante. Esta impresora se encuentra encapsulada y cuenta con dos extrusores, aunque solo se ha hecho uso de uno de ellos para las impresiones requeridas en este trabajo.

El material de impresión de las piezas elaboradas ha sido ABS, un termoplástico cuyas principales características son la alta resistencia al impacto, abrasión y elementos químicos. Entre sus inconvenientes se encuentran que se disuelve en acetona, no resiste la radiación ultravioleta y que no es biodegradable (HXX, 2015). Otra desventaja es que requiere temperaturas de impresión mayores que el PLA, y además es más nocivo que el PLA (Tresdpro, 2019).

---

## 5. Metodología

En este capítulo se tratarán las diferentes fases, tanto de análisis como de diseño e implementación por las que ha transcurrido este trabajo para poder realizar las pruebas con los usuarios.

### 5.1. Usuarios

Se han tomado muestras de las señales musculares de un total de 10 sujetos voluntarios y en su gran mayoría sin patologías neuromusculares previas, aunque dos usuarios presentan lesiones leves de desgarro muscular en el gemelo y desgaste de rótula. Entre estos usuarios, se encuentran 5 hombres y 5 mujeres. La media de edad es de  $21.9 \pm 0.4$  años en la fecha de realización de las pruebas (Febrero 2020). Los usuarios que se han sometido a estas han sido informados de las características de la prueba, donde han podido consultar todas las dudas que les surgieran. Además, todos ellos han tenido que firmar previamente a la realización de la prueba, un consentimiento informado que se ajusta a la Declaración de Helsinki, y que ha sido aprobado por el Comité de Ética de la universidad.

Asimismo, se les ha realizado un pequeño cuestionario donde han proporcionado datos como edad, peso, altura, hábitos de vida, posibles lesiones y si realizan algún deporte. Esta información podrá resultar útil para extraer conclusiones tras el procesado de los datos. De esta forma, se podrá analizar la dependencia, si la existe, de los factores anteriores en los resultados obtenidos. En la Tabla 5.1 se indican los valores medios o porcentajes de los diferentes aspectos recopilados de todos los voluntarios.

<b>Dato</b>	<b>Valor</b>
Edad (años)	21.9 ± 0.4
Altura (cm)	170.8 ± 7.4
Peso (kg)	64.0 ± 13.0
Diestros (%)	90
Deportistas (%)	60
Actividad física (h/semana)	4.3 ± 2.9
Operaciones (%)	0
Lesiones pierna (%)	20
Fumadores (%)	50

**Tabla 5.1:** Información de los usuarios.

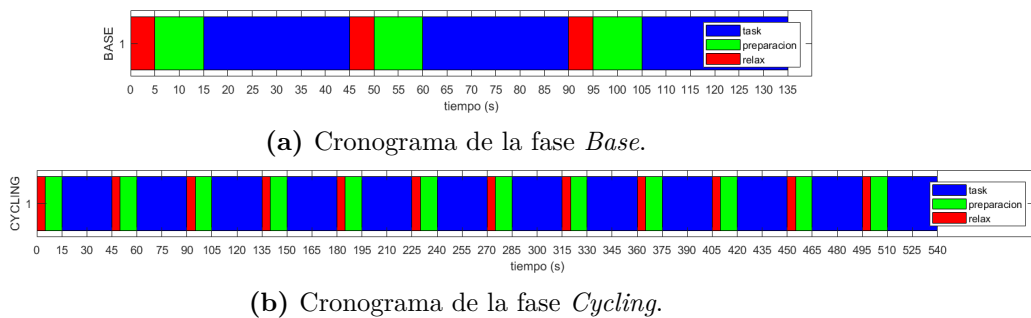
## 5.2. Determinación de la prueba a realizar por los usuarios

La prueba consta de dos etapas: una fase de calentamiento o *base*, y una fase de pedaleo o *cycling*. En todas ellas, se mantendrá una velocidad constante de 20 km/h para así poder realizar la comparación de los datos en función de la variación de las resistencias a posteriori, y además, elaborar una prueba que no requiriese una alta exigencia física.

La primera etapa o fase de calentamiento (*base*), consiste en la realización de tres repeticiones de 30 segundos con nivel uno de resistencia. Entre las diferentes repeticiones y como inicio, existirá un tiempo de relajación de 5 segundos, seguido de un tiempo de 10 segundos que permita al usuario alcanzar la velocidad deseada de 20 km/h. La duración total de esta etapa será de 135 segundos (Figura 5.1a).

La segunda etapa o fase de pedaleo también se realizará a una velocidad de 20 km/h. Esta constará de tres repeticiones para cada uno de los niveles de resistencia: dos, tres, cuatro y cinco. Estas series también tendrán una duración de 30 segundos con los mismos tiempos de descanso (5 segundos) y preparación (10 segundos) que para la primera etapa. El tiempo total de esta etapa será de 540 segundos (Figura 5.1b). En esta fase, los usuarios desconocerán el orden de los niveles de resistencia en los que han de pedalear. El orden se obtendrá de forma de aleatoria, y se filtrarán y permutarán los datos, de forma que no se presenten niveles altos





**Figura 5.1:** Cronograma de la prueba.

de resistencia de forma seguida con el fin de evitar o retrasar la aparición de fatiga muscular y cansancio físico.

### 5.3. Diseños e impresiones 3D

A continuación, se explicarán los diferentes diseños que se han realizado para poder desarrollar la prueba. Los diseños requeridos consisten en: el soporte para colocar el sensor IMU en la bicicleta, de forma que gire solidariamente con el eje de esta y poder medir la velocidad angular, y un ángulo para realizar el ajuste del sillín, de forma que la pierna de todos los usuarios se encuentre formando un ángulo de  $145^\circ$ . Las medidas de las piezas realizadas se podrán encontrar en el Anexo A.

#### 5.3.1. Soporte para el sensor IMU

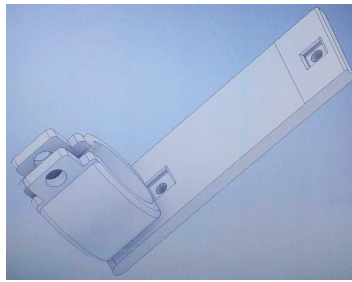
Para la realización del diseño 3D del soporte y alojar el sensor IMU en la biela de la bicicleta, fue necesaria la toma de medidas tanto del diámetro de la biela como del sensor. Estas se indican en el plano (Figura 5.2), siendo el diámetro de la biela de 16 mm. Una vez analizados estos datos, se ha procedido al diseño del soporte con *Autodesk Inventor 2019*. El principal requisito de la pieza era que el eje Z del sensor quedara alineado con el eje pedalier de la bicicleta. De esta forma, se conseguirá eliminar ruido en las lecturas del sensor.

La fase de diseño ha pasado por dos etapas: (1) soporte con abrazadera de una pieza (Figura 5.3) y (2) soporte con abrazadera de dos piezas (Figura 5.4). El primer diseño fue descartado tras su impresión, debido a que cuando se intentó introducir en la biela, la pieza se rompía

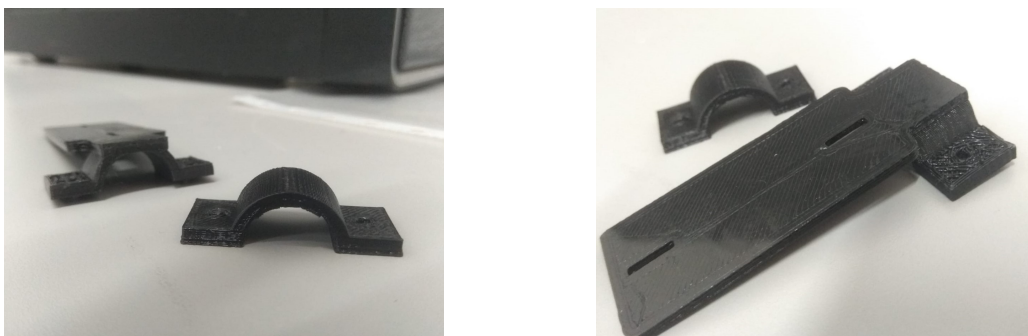


**Figura 5.2:** Dimensiones sensor IMU.

por la fuerza que había que ejercer para abrirla. El segundo modelo se realizó con un diseño basado en abrazadera partida, tal como se muestra en la Figura 5.4. En este último diseño, el sensor IMU se localizará en la parte superior, de forma que quede en la parte externa de la bicicleta (Figura 6.1).



**Figura 5.3:** Diseño inicial del soporte.



**Figura 5.4:** Diseño final del soporte.

### 5.3.2. Ángulo 145°

Este diseño consiste en un ángulo de 145° (Figura 5.5) que servirá en las pruebas para determinar si la posición de pedaleo de la persona es correcta. Esta pieza indicará principalmente si la persona tiene el sillín situado a una altura demasiado alta o baja. De esta forma, se garantizará una posición ergonómica, siendo esta la de la pierna formando un ángulo de 145° en su posición más extensa (Figura 5.6) durante todo el proceso de realización de la prueba, así como eliminar variabilidad entre pruebas. Esto último se debe a que todos los usuarios tienen la misma posición de la pierna. Las dimensiones de este ángulo son de unos 5 cm aproximadamente para cada uno de los brazos, y un grosor de 3 mm.

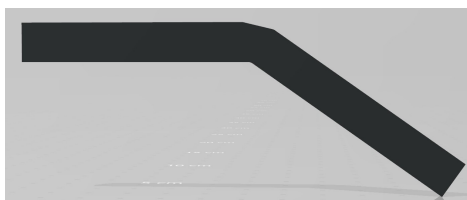


Figura 5.5: Ángulo 145°.



Figura 5.6: Esquema de ubicación del ángulo en la pierna.

## 5.4. Selección de los músculos implicados

La selección de los músculos de más relevancia en el movimiento se ha realizado a partir de la consulta en diferentes páginas especializadas en ciclismo (P., 2018) donde se explican, de

---

forma detallada, las diferentes fases en el ciclo de pedaleo dependiendo de en qué momento de la rotación se encuentre, junto con los músculos que más esfuerzos realizan en cada una de estas (Figura 5.9). La selección final se ha tenido que limitar a un máximo de cuatro músculos, debido a que esta era la cantidad total de sensores disponibles.

Analizando la Figura 5.9, se llegó a la conclusión de que los músculos seleccionados serían: *vasto lateral* (Figura 5.7a), *bíceps femoral* (Figura 5.7b), *tibial anterior* (Figura 5.7c) y *gastrocnemio medial* (Figura 5.7d). Esto se debe a que ocurren activaciones de forma simultánea entre ellos: (1) *vasto lateral, gastrocnemio y tibial*, y (2) *tibial y bíceps femoral*.

Estas activaciones podrían ayudar posteriormente a obtener las sinergias, ya que, en el mejor de los casos, aparecerían únicamente dos sinergias que activan los dos conjuntos mencionados anteriormente. De esta forma, se conseguiría reducir la dimensionalidad del problema de cuatro señales a dos/tres señales, que serían las señales que el cerebro enviaría a estos grupos musculares para su activación.

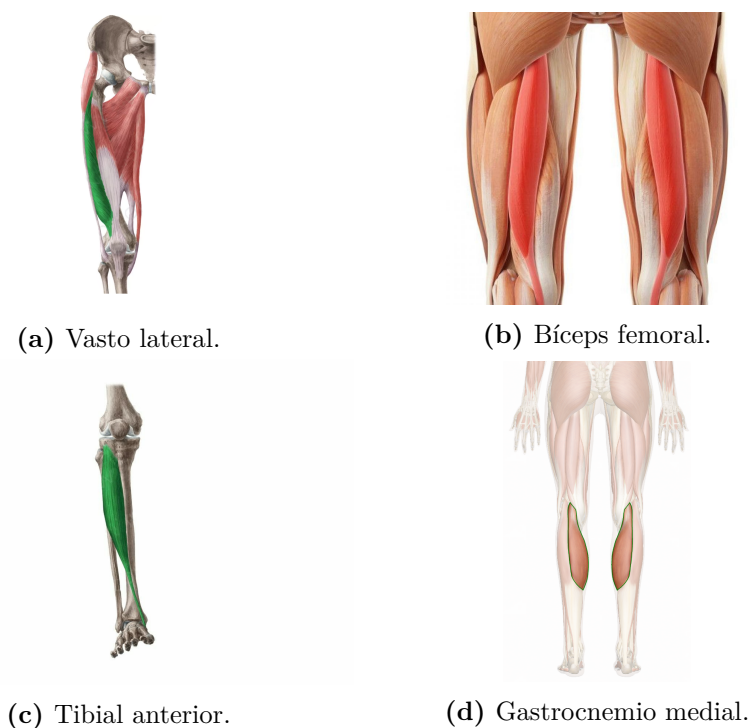
## 5.5. Interfaz de la prueba

La prueba se ha realizado como una gamificación. Para ello, se tomará el *feedback* del acelerómetro conectado mediante *Bluetooth* y situado en el soporte diseñado específicamente para este (Figura 5.4). Lo primero que realizará la interfaz será establecer la conexión entre el sensor y el equipo. Una vez establecida comenzará la prueba, que consistirá en la repetición de las tres fases: fase de reposo, fase de preparación, y fase de pedaleo de forma cíclica hasta que se haya completado la totalidad de tareas determinadas. Todo este proceso se repetirá dos veces: una para la fase *base* o de calentamiento, y otra para la fase de tarea o *cycling*.

### 5.5.1. Fase de reposo

La fase de reposo tendrá una duración total de 5 segundos en la que se le permitirá al usuario descansar entre repeticiones. La interfaz desarrollada para esta parte consiste en una pantalla donde se muestra la palabra *Relax* de forma estática (Figura 5.8).

---



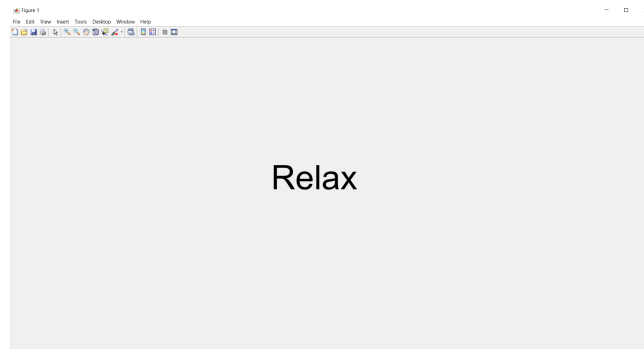
**Figura 5.7:** Selección de músculos final.

### 5.5.2. Fase de preparación

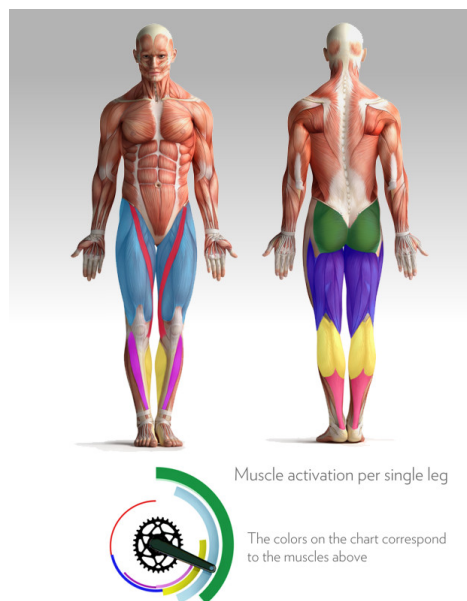
En esta fase, se podrá ver una barra horizontal que comienza por cada uno de los lados de la pantalla en forma de barrido hacia el centro. En total, el usuario tendrá 10 segundos que le serán útiles para alcanzar la velocidad deseada ya que podrán observar el valor de la velocidad instantánea en la parte superior central de la pantalla. Además, en la parte inferior de esta pantalla se mostrará el nivel de resistencia, obtenido de forma aleatoria entre los valores de entrada si no se trata de la fase de calentamiento, al que hay que ajustar la bicicleta para la siguiente repetición (Figura 5.10). Cuando las barras horizontales converjan, se pasará a la fase de pedaleo (Apartado 5.5.3).

El objetivo de esta fase es que se alcance la velocidad establecida para que las muestras de la fase de pedaleo tengan una velocidad constante y no un proceso de aceleración inicial.

---



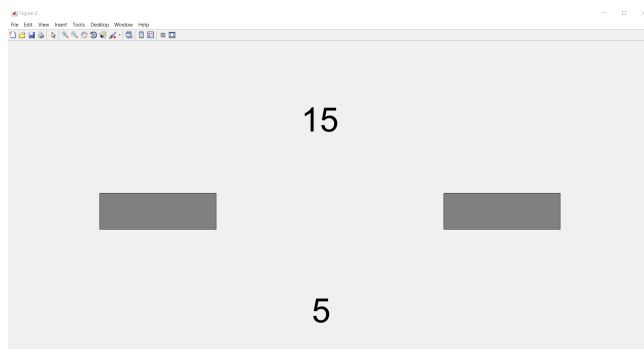
**Figura 5.8:** Interfaz en fase de reposo.



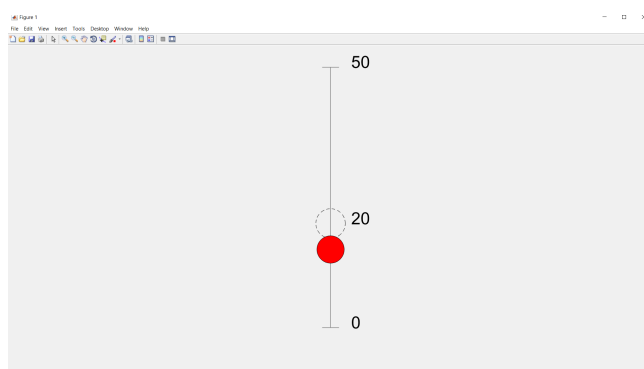
**Figura 5.9:** Músculos implicados en las fases del pedaleo (P., 2018).

### 5.5.3. Fase de pedaleo

La interfaz consiste en una línea vertical con rango de velocidades de 0 a 50 km/h. Hay un círculo marcado a la altura de 20 km/h que representa la velocidad deseada a alcanzar durante todas las fases, siendo estas las etapas de interés que se analizarán posteriormente. Con la realimentación del sensor en tiempo real, se moverá un círculo rojo que habrá que hacer que coincida con la circunferencia explicada anteriormente (Figura 5.11). La duración de esta fase será de 30 segundos, tras la cual volverá a la fase de reposo (Apartado 5.5.1) si no se trata de la repetición final.



**Figura 5.10:** Interfaz en fase de preparación.



**Figura 5.11:** Interfaz en fase de pedaleo.

## 5.6. Sincronización, procesado y extracción de las muestras

En la fase de sincronización, que será explicada con más detalle en el Apartado 6.4.1 se pretende obtener unas muestras de la misma longitud para las señales obtenidas de los músculos y del sensor IMU. Para ello, habrá que determinar los inicios y finales de las muestras, y ajustar sus frecuencias. Además, toda esta información se combinará en una única variable para cada una de las fases realizadas durante la prueba.

Para procesar las señales, es decir, para extraer la información, se hará uso del software proporcionado por Álvaro Costa García (Costa-García y cols., 2020), del laboratorio Intelligent Behaviour Control Unit (RIKEN) en Japón, y que además es colaborador del proyecto: *Nuevas métricas para la evaluación de la función motora usando técnicas avanzadas de electromiografía* (GV/2019/25). Con esta interfaz, se podrá realizar el proceso de extracción de las sinergias, tanto de tareas individuales como de un conjunto de repeticiones o grupos de

población. Este proceso se explicará de forma más detallada en el Apartado 6.4.2.

### 5.6.1. Método NNMF, *Non-negative Matrix Factorization*

El algoritmo de aprendizaje no supervisado empleado para la extracción de las sinergias es NNMF, aunque también existen otros algoritmos para obtener las sinergias musculares como análisis de componentes independientes (ICA) o de análisis factorial (FA). Las reglas de actualización de las matrices a lo largo de las iteraciones se obtienen de la forma que indican Lee y Seung (2000), *Theorem 1*. Como punto de partida, se tendrá una matriz  $X$  de tamaño  $n * m$  que se pretende aproximar mediante el producto de dos matrices de dimensiones  $n * k$  y  $k * m$ , siendo estas  $W$  y  $H$ , respectivamente. La multiplicación iterativa garantiza que las matrices van a converger en una matriz localmente óptima. El resultado de todo este proceso generará dos matrices ( $W$  y  $H$ ) de dimensiones menores a las de los datos originales.

En la interfaz empleada que ha sido explicada anteriormente, se realizarán 10000 iteraciones. Durante estas, se actualizarán los valores de la matriz de los pesos de los músculos y la matriz de la forma de las sinergias a partir de las fórmulas indicadas en las Ecuaciones 5.2 y 5.1, respectivamente, donde  $eps$  representa el valor de  $2^{-52}$ . Según la nomenclatura que se ha indicado en el párrafo anterior para las matrices, las dimensiones de estas serán:  $X$  [4 x número\_muestras];  $W$  [4 x 3], siendo 3 el número de sinergias a extraer, y  $H$  [3 x número\_muestras]. Destacar que la matriz  $X$  será la matriz que representa la media de las muestras introducidas.

$$H = H \frac{W^T X}{W^T W H + eps} \quad (5.1)$$

$$W = W \frac{(H X^T)^T}{W H H^T + eps} \quad (5.2)$$

## 5.7. Análisis estadístico

A continuación, se explicarán las bases matemáticas y los diferentes procedimientos estadísticos que se seguirán para obtener los resultados finales a comparar.

---



### 5.7.1. Diagrama de cajas o *Boxplot*

Este tipo de gráfico (Figura 5.12), toma como punto de partida las diferentes muestras con un tamaño  $n$ , del que se obtendrá la mediana o segundo cuartil del conjunto, el primer cuartil ( $Q_1$ ) o percentil 25%, y por último, el tercer cuartil ( $Q_3$ ) o percentil 75%. Con estos datos, se podrá obtener el rango intercuartílico (Ecuación 5.3), que representa el ancho de la caja, es decir, la distancia que separa el primer cuartil del tercero. Con este rango, se podrán calcular los *outliers* o valores atípicos (Ecuaciones 5.4 y 5.5) con el fin de identificar qué muestras de los datos de entrada no quedarían recogidas dentro de los percentiles indicados en el diagrama de cajas, en función de si son menores que  $f_1$  o mayores que  $f_3$ , que serían los datos que se representan como puntos fuera del diagrama.

$$R_I = Q_3 - Q_1 \quad (5.3)$$

$$f_1 = Q_1 - 1.5 * R_I \quad (5.4)$$

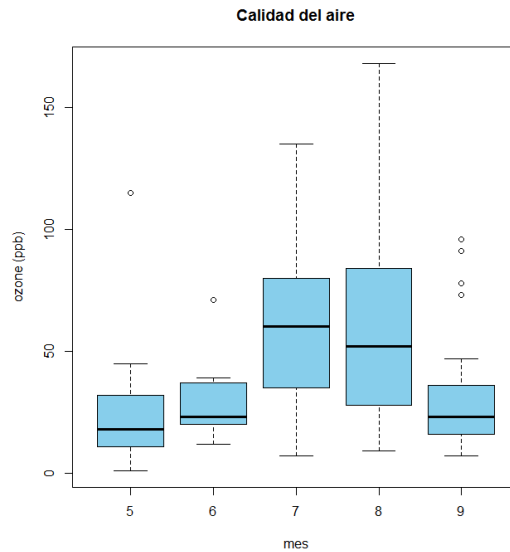
$$f_3 = Q_3 + 1.5 * R_I \quad (5.5)$$

Cuanto más comprimidas se encuentren estas gráficas, significará que los datos de muestra introducidos son menos dispares. Además, permite conocer la información de dónde se centran los datos mediante la posición de la mediana. Si este valor se encuentra hacia el percentil 75, indica que los datos, por lo general, son más elevados que si se encontraran más cercanos al valor del percentil 25 (Ballesteros Doncel, 2015).

### 5.7.2. Ranksum o Wilcoxon Test

Este test permite conocer la probabilidad de cometer un error al aceptar o descartar una hipótesis. Por ejemplo, se presenta una hipótesis  $H_0$  con una probabilidad  $p_0 = 5\%$ . Esto quiere decir que el 5% de las veces se estará diciendo que la hipótesis es falsa cuando podría ser verdadera.

---



**Figura 5.12:** Ejemplo diagrama de cajas. Fuente: <https://nubededatos.blogspot.com/2015/03/multiples-diagramas-de-caja-en-r.html>

El funcionamiento interno de este test, aunque en este estudio se hará uso de las funciones propias implementadas de MATLAB, asume como hipótesis inicial que los datos de entrada son independientes entre sí, es decir, que se podría decir que son significativamente distintos. En nuestro caso, se asumiría que todos los niveles de resistencia son distintos entre sí, en lo que respecta a las características de las sinergias. Las hipótesis serán tomadas por pares de resistencias sin repeticiones. Esta función, devolverá una probabilidad  $p$  que servirá para, finalmente, poder desmentir o confirmar la hipótesis considerada inicialmente. En el primero de los casos, se podrá decir que no existe diferencia entre los dos conjuntos de entrada, mientras que en el caso contrario, se podrá sostener con gran seguridad que los datos analizados son diferentes, y por lo tanto, que tienen un alto valor estadístico (*Rank Sum Test.*, 2012).

## 6. Desarrollo

En este capítulo, se tratará todo el proceso de realización de la prueba. Este incluye desde la preparación del equipo y del usuario para obtener las señales musculares y del acelerómetro, hasta el posterior procesamiento y extracción de las sinergias musculares y sus características para evaluarlas y extraer las conclusiones.

### 6.1. Preparación de los equipos

#### 6.1.1. Configuración del equipo Noraxon

Antes de adherir los sensores al usuario, se tendrá que configurar previamente el equipo. Para ello, se realizará el montaje del sistema de captación Noraxon en el que se conectará la antena al ordenador, y el conjunto de sensores situados en la base de carga a la corriente eléctrica. El siguiente paso será indicar a qué músculos se asignarán los diferentes sensores, que se seleccionarán de forma manual en el sistema muscular de la figura humana del programa Noraxon. Gracias a este proceso, cuando se obtengan las señales musculares de los usuarios, se podrán observar bajo los nombres asignados previamente. Esta configuración se tendrá que realizar una única vez, ya que quedará almacenado en el propio programa. La correspondencia entre músculo-sensor quedará determinada como:

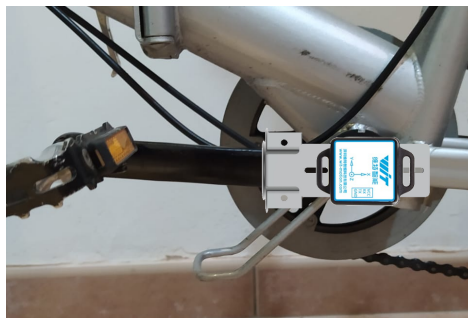
- **Vasto lateral:** sensor 1
- **Bíceps femoral:** sensor 2
- **Tibial anterior:** sensor 3
- **Gastrocnemio medial:** sensor 4

Para conectar los sensores y poder empezar a captar los datos, se accederá a la pestaña de *Hardware Settings* del programa Noraxon teniendo los sensores conectados a la base de carga y la antena al ordenador, y asegurarse de que se seleccionan los cuatro sensores. Llegados a este punto, ya estarán preparados para poder recibir las señales, y se podrán extraer de la base de carga. Si ahora se cambiara a la pestaña *Measure*, se podrá ver una señal muy ruidosa.

Para tener el equipo totalmente acondicionado, se conectarán los cables dobles al sensor. Además, se pegará una anilla simple a cada uno de ellos para su posterior adherencia al cuerpo del participante.

### 6.1.2. Conexión del sensor IMU

El primer paso será situar el sensor en el soporte diseñado específicamente para ello (Figura 5.4). Lo único que se tendrá que hacer será posicionarlo de forma que el eje Z del sensor devuelva lecturas positivas durante su rotación y se encuentre alineado con el eje pedalier de la bicicleta (Figura 6.1). Esto se podrá comprobar de forma sencilla mediante la regla de la mano derecha imaginando una rotación del eje X al eje Y. Cuando se haya comprobado que el sensor se encuentra en la posición correcta, se fijará al soporte mediante dos tornillos de 2 mm de diámetro.



**Figura 6.1:** Esquema de montaje del sensor.

Una vez se tenga el sensor situado en la bicicleta, se podrá conectar al ordenador mediante comunicación vía *Bluetooth*. Para ello, se debe encender el sensor y activar el *Bluetooth* del equipo, emparejando ambos dispositivos. Para comprobar la correcta conexión entre estos, se podrá ejecutar el programa de la interfaz de la prueba con la fase de calentamiento.

## 6.2. Preparación del participante

Para preparar al usuario y poder pasar a la realización de la prueba de la forma más rápida posible, será recomendable tener todo el material necesario preparado y seguir los pasos que se explicarán en las siguientes secciones.

### 6.2.1. Cuestionario

Los participantes tendrán que responder a un cuestionario general donde, como se ha comentado en el Apartado 5.1, proporcionarán los siguientes datos: nombre y apellidos, fecha de nacimiento, altura, peso, cuál es su pierna dominante, enfermedades, operaciones y/o lesiones que puedan afectar a la movilidad de la pierna, si siguen algún tipo especial de alimentación, si son o no fumadores, y por último, si realizan algún tipo de actividad física y, en caso afirmativo, la frecuencia de esta. Además, se les asignará un código en función de la base de datos existente, el cual se usará posteriormente para el guardado de los datos y para la creación del usuario dentro del programa Noraxon combinado con la información facilitada por el participante.

### 6.2.2. Ajuste de bicicleta

Antes de equipar al usuario con los sensores, se ajustará la altura del sillín de la bicicleta. Para confirmar que la posición de pedaleo del usuario va a ser la correcta durante la prueba (Figura 6.2), se tendrá que colocar el ángulo de  $145^\circ$  en la rodilla cuando la pierna se encuentra en su máxima extensión, es decir, el pie en el punto más bajo del pedaleo (Figura 5.5). Si el ángulo del usuario es menor al establecido habrá que elevar el sillín. En caso contrario, se bajará a la altura adecuada. Gracias a este ajuste, se obtendrá una misma condición o punto de partida para todos los usuarios, lo que permitirá poder comparar los resultados obtenidos.

### 6.2.3. Preparación de la piel

El primer paso que hay que realizar es determinar cuál es la pierna dominante del usuario, siendo esta la pierna a analizar. Si fuera necesario, habrá que rasurar la zona donde se situarán los sensores y electrodos durante la prueba con el fin de obtener unas señales más

---



**Figura 6.2:** Posición de pedaleo.

precisas. Seguidamente, se limpiará la piel de forma enérgica y ejerciendo presión con el gel abrasivo Nuprep en la zona donde se situarán tanto los electrodos como el sensor. Así, se conseguirán eliminar las células muertas e impurezas disminuyendo la impedancia de la piel. Posteriormente, habrá que limpiar la piel de nuevo con alcohol. Gracias a este proceso, se obtendrá una superficie lo más limpia posible en la que poder trabajar, con el fin de obtener unos resultados con las menores perturbaciones externas para captar unas señales lo menos ruidosas posibles.

#### **6.2.4. Colocación de los sensores Noraxon**

La colocación de los sensores en los músculos seleccionados de la pierna dominante se ha realizado siguiendo las indicaciones del proyecto SENIAM (*Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles*, (Hermens y Freriks, 1997)).

El primer paso a efectuar es la detección de la posición de cada uno de los músculos. La forma más sencilla de realizar este proceso y asegurarse de su correcta colocación es pedirle al usuario que lo contraiga voluntariamente con un movimiento eficaz, como por ejemplo, ponerse de puntillas para detectar el gastrocnemio medial. De este modo, se podrá delimitar la zona donde el músculo se encuentra más fuerte. Este punto será donde habrá mayor proba-

bilidad de obtener unas señales menos ruidosas. Habiendo detectado estas zonas, se pegarán un par de electrodos simples en cada uno de los músculos a analizar que se han determinado anteriormente (Figura 5.7). Estos electrodos deberán encontrarse a una distancia de 1.5 cm aproximadamente entre sus elementos metálicos. Además, estos han de ser colocados en la dirección de las fibras musculares para reducir el ruido de las muestras captadas.

Por último, para colocar los sensores que servirán como referencia o tierra para obtener las señales correctamente, hay que tener conectado el cable doble a los pines de los electrodos y al sensor, al que previamente se habrá pegado una anilla con la que se adherirá a la piel del usuario. El sensor se tendrá que ubicar en una zona muscular donde haya hueso o no exista activación muscular cuando el músculo a analizar se contraiga, es decir, zonas donde no se produzca tensión, que estarán condicionadas por la corta distancia del cable de unión sensor-electrodo. Además, para garantizar que el sensor no se despegue durante la prueba, se aplicará esparadrapo para reforzar la unión (Figura 6.3).



(a) Sensores en vasto lateral (superior) y tibial anterior (inferior). (b) Sensores en bíceps femoral (superior) y gastrocnemio medial (inferior).

**Figura 6.3:** Colocación de los sensores.

### 6.2.4.1. Comprobación de la colocación de los sensores

El último paso que habrá que ejecutar en la preparación del usuario será la comprobación de la correcta colocación de los sensores. Se sabrá que se ha realizado bien el proceso si, cuando se pega el sensor, en las gráficas del software Noraxon, se observa cómo el ruido ha desaparecido y la señal es prácticamente nula cuando el músculo se encuentra totalmente en reposo. Asimismo, otro modo de comprobación es la contracción voluntaria de cada uno de los músculos a analizar mediante unos movimientos determinados, debiendo aparecer una señal con la forma que se muestra en la Figura 6.4.



**Figura 6.4:** Visualización de una correcta colocación del sensor durante la contracción muscular.

Los movimientos establecidos para la comprobación han sido: (1) vasto lateral subiendo la pierna partiendo de una posición sentada de forma que quede paralela al suelo; (2) bíceps femoral con un cruce de piernas apoyando el talón en la otra pierna en posición sentada y ejerciendo presión; (3) tibial anterior realizando una dorsiflexión del pie; y (4) gastrocnemio medial poniéndose de puntillas.

## 6.3. Realización prueba

Las dos fases en las que consiste la prueba seguirán el mismo protocolo de actuación. El único cambio entre ellas es la tarea que se introduce. La interfaz internamente reconocerá en qué fase se encuentra el participante para tratar las tareas de un modo u otro. En esta



sección, se tratará todo el proceso que hay que realizar para obtener las señales musculares de las diferentes partes de la prueba. Durante esta, cabe destacar que cada vez que se inicie el movimiento y cuando lo finalice, el usuario ha de dejar la pierna dominante donde se sitúan los sensores en reposo, es decir, en la posición más alta de pedaleo para que las lecturas de los sensores sean prácticamente nulas y facilitar su posterior segmentado.

### 6.3.1. Fase de calentamiento o *base*

En esta primera fase, el dato de entrada a la interfaz vendrá descrito por el vector con tareas o niveles de resistencia [1 1 1]. La interfaz, al ejecutarla, detectará que se corresponde con la fase de calentamiento y no realizará ninguna reorganización de la tarea. El cronograma de la prueba se muestra en la Figura 5.1a, con duración total de 135 segundos.

Antes de ejecutarla, se tendrá que poner a grabar la señal EMG con el botón de *Record* en el programa Noraxon. A continuación, se ejecutará la interfaz en MATLAB. Una vez realizada la prueba, se detendrá la grabación de la señal EMG guardándola en Noraxon dentro de la carpeta del usuario, y habrá que renombrar también el archivo que ha generado el sensor IMU para evitar su sobrescritura. Además, se exportará la señal con la información EMG a formato *.mat*.

Estos datos se guardarán del siguiente modo, donde *usercode* es el código asignado al usuario al principio de la prueba en función de la base de datos.

- **usercode\_base**: datos EMG.
- **usercode\_BASE\_IMU**: datos de velocidades instantáneas y tareas.

### 6.3.2. Fase de pedaleo o *cycling*

Esta fase se realizará del mismo modo que la anterior en cuanto a la grabación y tratamiento de los datos y guardado de estos. En cambio, se tendrá que modificar el vector de entrada que identifica las tareas por un vector de doce posiciones donde se muestre cada nivel de resistencia tres veces, como por ejemplo: [2 3 4 5 2 3 4 5 2 3 4 5], cuyo cronograma se indica

---

en la Figura 5.1b, con un tiempo total de 540 segundos. El programa reconocerá, gracias a la longitud de este vector, que se trata de la fase de pedaleo, y ordenará de forma aleatoria las tareas evitando la repetición de niveles altos de resistencia de forma seguida, como se ya se comentó en la sección 5.2. En este caso, los datos generados se encontrarán en las variables:

- `usercode_cycling`: datos EMG.
- `usercode_CYCLING_IMU`: datos de velocidades instantáneas y tareas.



**Figura 6.5:** Realización de la prueba por una participante.

## 6.4. Procesamiento de los datos

El objetivo principal de esta fase del trabajo es la elaboración de los resultados, es decir, la extracción de las sinergias para su posterior análisis y comparación de estos en función de las características de los diferentes participantes y los niveles de resistencia aplicados a la bicicleta.

### 6.4.1. Sincronización de las muestras

Una vez se han obtenido las muestras, gracias a la grabación de datos del propio software Noraxon y con la información de la velocidad de pedaleo de la prueba de los usuarios, se obtienen cuatro datos para procesar (dos variables de información IMU y dos variables con

---

los datos EMG). El principal problema que se ha presentado entre estas variables es la diferencia de las longitudes de los vectores debido a la distinta frecuencia de muestreo de los equipos de captación durante la toma de datos. El objetivo principal de esta fase es tener cada par de datos (IMU y señales musculares) de las pruebas *Base* y *Cycling* en una única variable. Estas variables (*Usuario\_Global\_Data\_Base* o *Usuario\_Global\_Data\_Cycling*) del tipo *struct* presentarán la estructura interna que se indica a continuación:

- **Configuración**

- **user\_code**: cadena de caracteres con el código del usuario.
- **IMU\_sampling\_rate**: valor entero con la frecuencia de muestro del acelerómetro (100 Hz).
- **EMG\_sampling\_rate**: valor entero con la frecuencia de muestreo de los sensores del equipo Noraxon (1500 Hz).
- **número\_repeticiones**: número de tareas realizadas en la prueba. Si se trata de la fase *Base* será de 3, y en la fase *Cycling* tomará un valor de 12.
- **tipo\_tareas**: vector de dimensiones  $1 \times \text{número\_repeticiones}$  que contendrá los valores de las resistencias en el orden realizado. En la fase *Base* será de [1 1 1], y en la fase *Cycling* se indicará el valor según el orden aleatorio asignado por la interfaz a cada usuario.

- **Datos**

- **emg**: matriz de tamaño  $4 \times \text{número\_muestras}$  en las que cada fila representa la actividad muscular durante la prueba. Según el orden de colocación de los sensores, se establece que la primera fila se corresponde al vasto lateral (sensor 1), la segunda al bíceps femoral (sensor 2), la tercera al tibial anterior (sensor 3), y la última al gastrocnemio medial (sensor 4).
  - **tareas**: proviene de los datos guardados del acelerómetro, y posee la información de la resistencia aplicada a la bicicleta. Este vector de dimensiones  $1 \times \text{número\_muestras}$ , puede tomar los valores de: -2 (relax), -1 (preparación), y valores del 1 al 5 según la tarea predefinida.
-

- **velocidad:** datos obtenidos a partir del sensor IMU con la misma longitud que el vector de tareas. Representa la velocidad en km/h instantánea en ese momento de la prueba.

Para poder obtener estos datos globales de forma que las muestras IMU y EMG presenten la misma longitud, se ha hecho uso de la función *resample* de MATLAB en la que se ajusta la señal de menor frecuencia a la de mayor. Cuando las muestras introducidas sean de la fase *Base*, se ha realizado primero el recorte de los inicios de las señales IMU y EMG manualmente, y se han muestreado a partir de la longitud de los vectores. En la fase *Cycling*, al ser datos con mayor cantidad de información, se ha realizado el remuestreo con las frecuencias de captación de las señales IMU y EMG, partiendo de los vectores previamente seccionados. El recorte de las señales del sensor IMU se ha realizado a partir de la longitud del vector de las EMG. En cuanto al vector de *tareas* del campo *datos* de las variables combinadas, cuando se realiza el *resample*, este introduce oscilaciones en el vector de forma escalón, tomando la apariencia de un sistema subamortiguado, que se ha corregido mediante un filtro de mediana (en MATLAB *medfilt1(tareas,175)*, de orden 175) y un redondeo de la señal a números enteros. El resultado final de esta sincronización se muestra en la Figura 6.6, donde se pueden ver de forma aislada las diferentes gráficas de igual longitud pertenecientes al campo *data* para el caso *Base*. Para el caso de la tarea de *cycling*, se obtendrían señales con una longitud cuatro veces mayor.

Por otro lado, el vector de *tipo\_tareas*, que se encuentra dentro del campo *configuración*, se ha tenido que almacenar de forma manual debido a la aleatoriedad de las tareas realizadas por los participantes, como ya se ha explicado anteriormente.

#### 6.4.2. Extracción de sinergias

En este apartado, se explicará cómo se han procesado los datos ya recortados y combinados con el fin de obtener las gráficas y datos relacionados con las sinergias tanto para pruebas individuales, como por agrupaciones de conjuntos de población o niveles de resistencia.

---

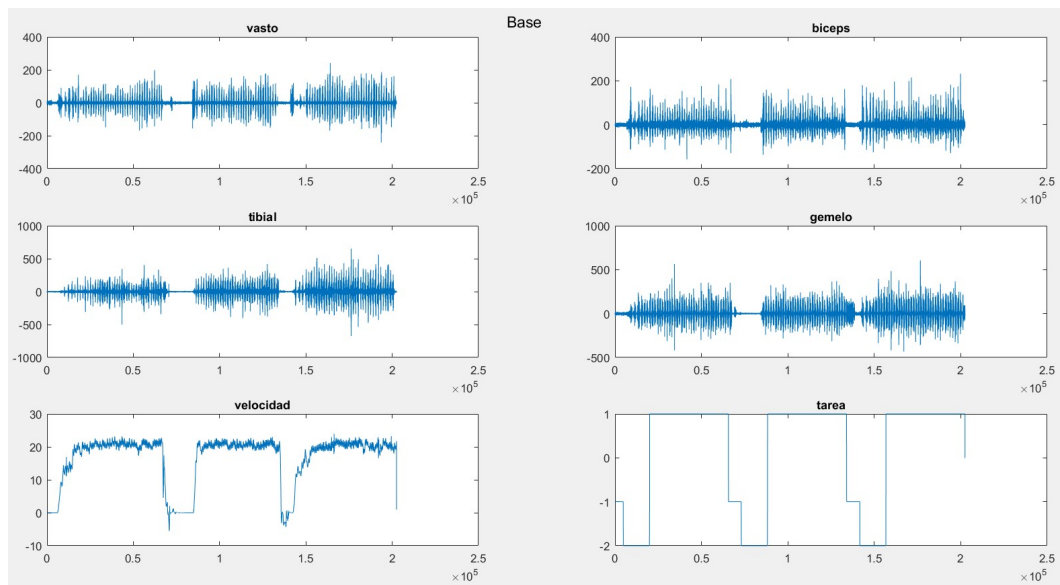


Figura 6.6: Resultado de la sincronización de datos.

#### 6.4.2.1. Recorte de las tareas

Para poder obtener los datos de interés, se ha hecho uso de una interfaz (Costa-García y cols., 2020) (Figura 6.7). En esta, se parte de los datos globales combinados generados en el Apartado 6.4.1. Aquí, se extraerá el campo de *emg* almacenándolo en una variable de MATLAB denominada obligatoriamente *output*, ya que se irán añadiendo campos a esta durante el procesado para poder realizar el recorte y extraer posteriormente las sinergias. El primer paso que se efectuará será seccionar cada una de las tareas mediante la interfaz, donde se marcarán de forma manual los inicios de cada ciclo de pedaleo y también el final de la prueba (Figura 6.7, gráfica superior). Además, habrá que indicar para cada usuario su código, frecuencia de muestreo, sensores y la tarea a realizar. Esta información habrá sido incluida previamente en la base de datos de la interfaz. Este proceso generará una carpeta denominada con el código del usuario, con una subcarpeta nombrada con la fecha de realización del recorte donde se podrá ver cada una de las tareas individuales extraídas. Todo ello estará dentro del directorio que se habrá fijado como carpeta predeterminada de guardado en la interfaz, configurada desde la pestaña *Data*.

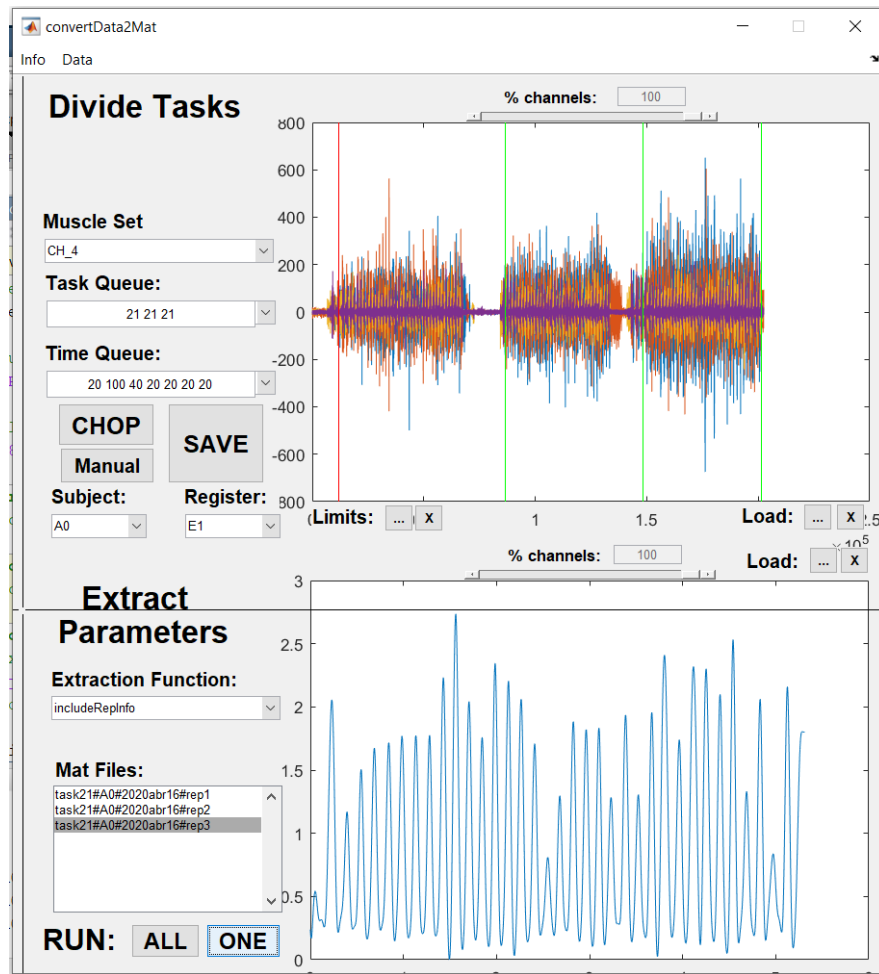


Figura 6.7: Interfaz usada para recortar los datos y calcular las repeticiones.

#### 6.4.2.2. Cálculo de las repeticiones

A continuación, se pasará a la segunda gráfica de la interfaz (Figura 6.7, ventana inferior) y se cargarán los datos que se han generado en el proceso anterior, es decir, las tareas individuales recortadas. Se seleccionará la función *IncludeRepInfo* con la que se podrá ver cómo se realiza un procesamiento de la señal EMG apareciendo de forma más suavizada (Figura 6.7, gráfica inferior). En esta fase, se seleccionará a qué sensor se corresponde la señal mostrada. En nuestro caso, se ha tomado el sensor 1, correspondiente al vasto lateral, ya que era el que ofrecía unas gráficas con una lectura más clara. Llegados a este punto, se contará el número de picos que muestra la señal y se le indicarán a la interfaz. En los mensajes de MATLAB se notificará si el proceso ha sido realizado correctamente o ha surgido algún problema al pro-

cesar algún sensor. En este caso, se observará detenidamente si alguna oscilación es debida al rebote de la señal para ignorarla o tenerla en cuenta a la hora de realizar el recuento de oscilaciones.

### 6.4.2.3. Cálculo de las sinergias

Para realizar este proceso se contará con unas funciones implementadas en MATLAB en las que se recibirá la información necesaria como el código del usuario, fecha de la carpeta, número de repetición de la tarea, y el nivel de la resistencia de la tarea. Los datos que se tomarán en las diferentes funciones para la extracción de las sinergias dependerán de los grupos de análisis determinados. En este caso, se han realizado cuatro extracciones con diferentes agrupaciones: repeticiones individuales para un mismo nivel de resistencia, por niveles de resistencia, por niveles de resistencia según el sexo de los participantes, y datos globales por resistencia para la totalidad de usuarios.

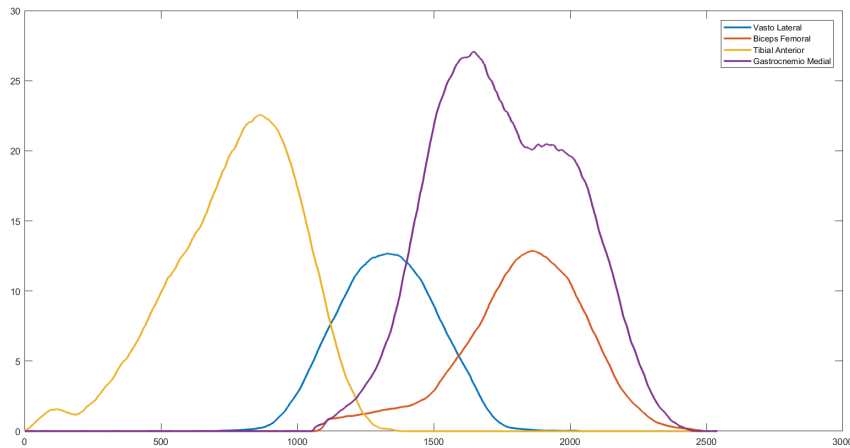
Dentro de esta función, se cargará la variable o variables correspondientes y se procederá a la extracción de la sinergia. Este proceso será el mismo para cada uno de los grupos, a excepción del proceso de combinación de las señales cuando no se trate de las repeticiones aisladas.

Primeramente, si ha sido necesario se han combinado los datos a partir del nombre de los ficheros, almacenados en un vector, con la función *combineEmgTrials*. Esta función devolverá un vector donde se encuentran todas las variables *output* de cada uno de los ficheros de entrada. En el caso contrario, cuando se trata de una única repetición concreta de un nivel de resistencia, se ha cargado directamente en MATLAB indicando la ruta de la variable.

A continuación, se pasará a la función *motionModel3* que devolverá una matriz *avgTrial* que indica la activación media del músculo para las repeticiones de entrada indicadas, y que si se representa, se puede ver el orden de activación de cada uno de los músculos estudiados (Figura 6.8). A partir de esta gráfica, se podrá tener una idea de qué grupos musculares se activan simultáneamente, y que además, servirá como orientación acerca del número de

---

sinergias que se podrán encontrar. En estos casos, el número adecuado de sinergias ha sido de tres, ya que se suelen presentar dos músculos que se activan conjuntamente.

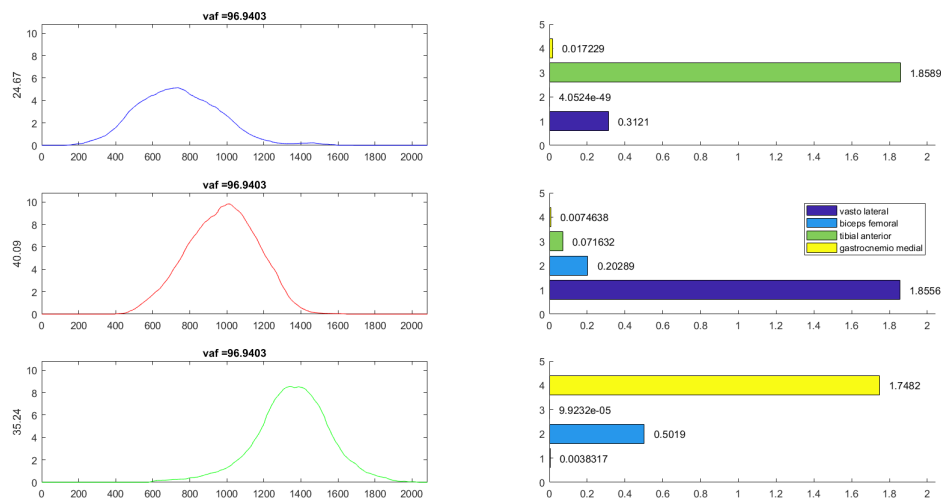


**Figura 6.8:** Gráfica representada por `AvgTrial`.

La extracción de las sinergias se ha realizado con la función `Analysis_NMF`, que recibe como parámetros de entrada: la matriz `avgTrial` obtenida en el paso anterior; el número de sinergias que se quieren encontrar; el número de iteraciones que queremos que realice el algoritmo; y un valor de 0 para que no se muestre en la consola la iteración en la que se encuentra el algoritmo NMF. Esta función devolverá los pesos de cada músculo en cada una de las sinergias (matriz `W`), y la forma o altura de las sinergias (matriz `H`), además de la variable *variance accounted for (vaf)* que representa los porcentajes de ajuste de las sinergias. Las matrices `W` y `H` se podrán ordenar mediante la función `orderSynTime`. Gracias a esta reagrupación de los datos, se podrán visualizar unas gráficas más sencillas de interpretar, ya que estarán representadas de una forma más coherente, es decir, ordenadas según ocurren en el tiempo.

Por último, se pasará a la representación gráfica de las sinergias calculadas y ordenadas. Para ello, se dispone de una función: `plotSynergies`, a la que se introducirán los datos de las matrices `H` y `W` obtenidas en el paso anterior, un valor de 0 para que realice un gráfico de





**Figura 6.9:** Sinergias y pesos para cada uno de los músculos.

barras con los pesos ( $W$ ), y *vaf*. El resultado final de este proceso se muestra en la Figura 6.9. En ella, se representan en las gráficas de la columna de la izquierda, las sinergias ordenadas según su activación en el tiempo junto a un porcentaje situado en sus ejes  $Y$  que indican la importancia de cada una de ellas en el movimiento analizado. En la columna de la derecha, se muestran los pesos de activación de cada uno de los músculos para la sinergia mostrada a su izquierda donde, desde el 1 al 4 corresponden con: vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior y gastrocnemio medial, respectivamente. Todo este proceso se resume en el Código 6.1, el cual se adaptará en función de los grupos a estudiar.

Código 6.1: Código para la extracción y representación de las sinergias de todos los usuarios.

```

1  %Información para acceder a los datos de cada usuario de forma automática
2  repetition_number = ['1' '2' '3']; %Número de repetición
3  users = {'GIR09' 'GIR10' 'GIR14' 'GIR17' 'GIR19' 'GIR01' 'GIR13' 'GIR15' 'GIR16' 'GIR18'};
4  if task_strength == '1'
5      day_folder = {'11' '17' '17' '20' '17' '17' '17' '17' '17' '17'};
6  else
7      day_folder = {'17' '18' '20' '18' '18' '20' '18' '20' '20' '18'};
8  end
9
10 b = 0; %Para almacenar los datos en el vector global y poder combinarlos
11 for a=1:10 %Recorremos usuarios

```

```

12     for c=1:3 %Recorremos las repeticiones
13         dir = strcat('G:\data_processed\',users{a},'\2020mar',day_folder{a},'\task2',↵
                ↵ task_strength,'#',users{a},'#2020mar',day_folder{a},'#rep',repetition_number(↵
                ↵ c),'.mat')
14         files{c+b} = dir;
15     end
16     b = b + 3;
17 end
18
19 %Cálculo sinergias
20 processing_output = combineEmgTrials(files);
21 [avgTrial, structure] = motionModel3(processing_output);
22 [W,H,vaf] = Analysis_NMF(avgTrial,3,10000,0);
23 [H,W] = orderSynTime(H,W);
24
25 %Directorio de variables
26 dir_save_avgTrial = strcat('G:\Sinergias\datos\avgTrial_all_resistance',task_strength)
27 dir_save_vaf = strcat('G:\Sinergias\datos\vaf_all_resistance',task_strength)
28 dir_save_H = strcat('G:\Sinergias\datos\H_all_resistance',task_strength)
29 dir_save_W = strcat('G:\Sinergias\datos\W_all_resistance',task_strength)
30
31 %Guardado de variables
32 save (dir_save_avgTrial,'avgTrial')
33 save (dir_save_vaf,'vaf')
34 save (dir_save_H,'H')
35 save (dir_save_W,'W')
36
37 ruta = strcat('G:\Sinergias\datos\porcentajesSinergias_all_resistance',task_strength) %Para guardar↵
        ↵ porcentajes de sinergias
38 plotSynergies(H,W,0,vaf,ruta) %Representación
39 suptitle(strcat('all, resistance = ',task_strength))

```

Para poder extraer los resultados que se presentarán en el siguiente capítulo, ha sido necesario el guardado de las variables: *vaf*, *avgTrial*, *porcentaje de cada una de las sinergias*, *matriz H* y *matriz W*. Estos se han ido obteniendo de los resultados de la aplicación de las funciones anteriores, excepto los porcentajes de las sinergias, que se han obtenido del código interno de la función *plotSynergies*. Todas ellas se han guardado asignándole los datos del usuario, repetición y resistencia; usuario y resistencia; u hombres/mujeres/*all* dependiendo del grupo analizado.

## 6.5. Cálculo estadístico

En esta sección, se indica la forma de cómputo de los diferentes datos haciendo uso de las funciones propias de MATLAB. Se explicará todo el proceso, desde cómo se han obtenido las gráficas de tipo *boxplot*, hasta el cálculo y determinación de la significancia, si la existe, de las muestras analizadas.

### 6.5.1. Obtención del Diagrama de cajas o *Boxplot*

Para poder obtener los datos de este tipo con las muestras que se han obtenido de las pruebas, es decir, con los pesos de las sinergias (matrices  $W$ ) y los porcentajes de las sinergias, se ha hecho uso de la función de MATLAB denominada *boxplot* (MathWorks-Documentation, s.f.-a), a la que se introduce como dato una matriz, donde las columnas representan los diferentes grupos (resistencias 1-5), y las filas indican los datos de las muestras que han de ser representadas.

En estos datos se han almacenado los valores de interés a representar de todas las repeticiones para cada una de las tareas de los cuatro grupos de población analizados (usuarios individuales, hombres, mujeres y todo el conjunto de sujetos). Asimismo, estos datos se guardarán en una variable tipo *struct* con diferentes campos para su uso posterior, de forma que se tendría una variable *data* por cada grupo analizado (diez usuarios tratados individualmente, conjunto de hombres, mujeres y todos) y por cada tipo de dato almacenado (porcentajes, pesos, velocidades medias y errores de seguimiento). Además, se guardarán los datos de la mediana, percentil 25, percentil 75, mínimo y máximo de cada uno de los datos representados con el objetivo de complementar la información numérica mostrada en las distintas figuras elaboradas.

En el Código 6.2 se muestran los elementos clave que se requieren para esta representación. En la variable *data*, se almacenarán los valores de los porcentajes, pesos o velocidades y errores para cada una de las repeticiones de los usuarios a estudiar. En las columnas de esta matriz *data* se representarán los niveles de resistencia, y en las columnas se almacenarán las diferentes repeticiones pertenecientes a una misma resistencia. Una vez se hayan obtenido

---

los datos, se procederá a su representación gráfica donde se pasarán como parámetros: la matriz *data* obtenida y un vector, denominado *resistencias*, donde se identifican las clases o etiquetas que indican el nivel de resistencia de ese conjunto de datos. El resto de parámetros de entrada a la función servirán para hacer la representación más estética, de forma que se facilite su comprensión.

Basándose en estas funciones e información, se representarán los valores para cada uno de los datos de entrada. Un ejemplo del resultado se puede ver en las Figuras C.1 y C.11 del Anexo C. En la primera de ellas, se muestran los porcentajes de cada sinergia en cada una de las resistencias tratadas, siendo estas las sinergias 1, 2 y 3 de izquierda a derecha. En la segunda gráfica, se indican los pesos de cada uno de los músculos de las sinergias donde, de arriba a abajo, se representan: gastrocnemio medial, tibial anterior, bíceps femoral y vasto lateral.

Código 6.2: Boxplot para representación de diagrama de cajas

```

1  % Data para porcentajes
2  data(muestras,resistencia) = porcentaje_sinergia(num_sinergia);
3
4  % Representación para porcentajes
5  boxplot(data,resistencias,'plotstyle','compact','LabelOrientation','horizontal','Colors',color);
6
7  % Data para pesos musculares de la sinergia
8  data(contador,resistencia) = W(musculo,num_sinergia);
9
10 %Representación para pesos
11 boxplot(data_info,resistencias,'plotstyle','compact','LabelOrientation','horizontal','Orientation','↔
    ↔ horizontal','Colors',color);

```

### 6.5.2. Cálculo de significancias con Ranksum o Wilcoxon Test

A partir de este análisis estadístico, se obtendrá la significancia que existe entre los conjuntos de las muestras. Para ello, se han tomado los niveles de resistencia dos a dos sin repeticiones y se han analizado mediante la función *ranksum* (MathWorks-Documentation, s.f.-b), a la que se pasarán los datos de porcentajes, pesos, errores o velocidades medias para

las dos resistencias de entrada. Esta devolverá un valor  $p$  que representa la probabilidad de que la coincidencia haya sido producida de forma aleatoria, y un valor *booleano* de hipótesis, la cual indicará *true* cuando los datos sean significativamente distintos, que será cuando el valor de la probabilidad  $p$  sea menor de 0.05. En total, se obtendrán 10 valores (Ecuación 6.1, donde  $n$  es el número de resistencias y  $r$  el tamaño de los grupos) de probabilidad y de hipótesis. Estos resultados se almacenarán en forma de matriz para el posterior cálculo y representación de las significancias entre resistencias, si las hubiera.

$$\binom{n}{r} = \binom{5}{2} = \frac{5!}{2!(5-2)!} = 10 \quad (6.1)$$

### 6.5.2.1. Análisis y representación de las significancias

Una vez obtenidas las probabilidades, se podrá pasar a analizar qué pares de datos presentan significancia y cuáles no. En la siguiente tabla (Tabla 6.1) se indican los valores de los umbrales considerados, junto a su forma de representación en las gráficas.

Con estos umbrales, se irá comparando el valor de probabilidad para cada combinación posible y, si se cumple que es menor a alguno de los umbrales, se tomará como significativamente distinto y se representará en el gráfico tipo *boxplot* calculado anteriormente. Las gráficas finales obtenidas se muestran en el capítulo Resultados y Discusión.

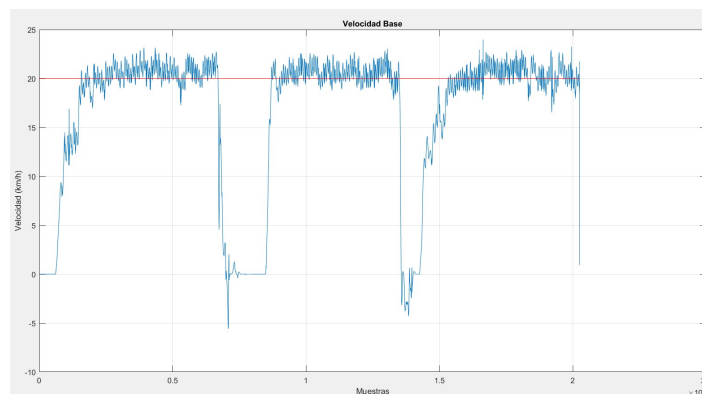
Umbral	Valor	Representación
A	0.05	*
B	0.01	**
C	0.001	***

**Tabla 6.1:** Umbrales de comparación para significancias.

## 6.6. Cálculo del error de seguimiento de velocidad

En esta sección, se explicará el procedimiento empleado para extraer los errores de seguimiento de la velocidad, y así poder conocer cómo de acertada y constante ha sido esta durante el desarrollo de la prueba.

Primeramente, se ha partido de los datos de la velocidad ya sincronizados durante cada una de las fases (Figura 6.10). A continuación, se han identificado los principios y finales de forma manual de las señales de velocidad para cada una de las tareas, ayudados por la información representada en las señales EMG para poder escoger los intervalos de tiempo relevantes. El resultado que se obtiene de este proceso (Figura 6.11) es un conjunto de 15 variables, correspondientes a cada una de las tres repeticiones para los cinco niveles de resistencia.



**Figura 6.10:** Datos de velocidad obtenidos de la prueba.

A partir de estos recortes, se podrá calcular el error y la media de los valores de velocidad para cada uno de los usuarios durante la totalidad de la prueba con el fin de conocer cuánto se han ajustado a la velocidad establecida. Para obtener los valores de interés, se ha calculado la media aritmética de las tres repeticiones por nivel de resistencia para cada uno de los usuarios. Además, se han calculado los errores respecto a la velocidad media calculada y el error respecto a la velocidad de consigna de 20 km/h (Tabla 7.1). Para todos estos datos, se han extraído gráficas del tipo *boxplot* del conjunto total de participantes, y se han calculado

las significancias con el fin de analizar en qué forma afecta el aumento de la resistencia en el seguimiento de la velocidad. Todo este análisis se explicará en el capítulo Resultados y Discusión.

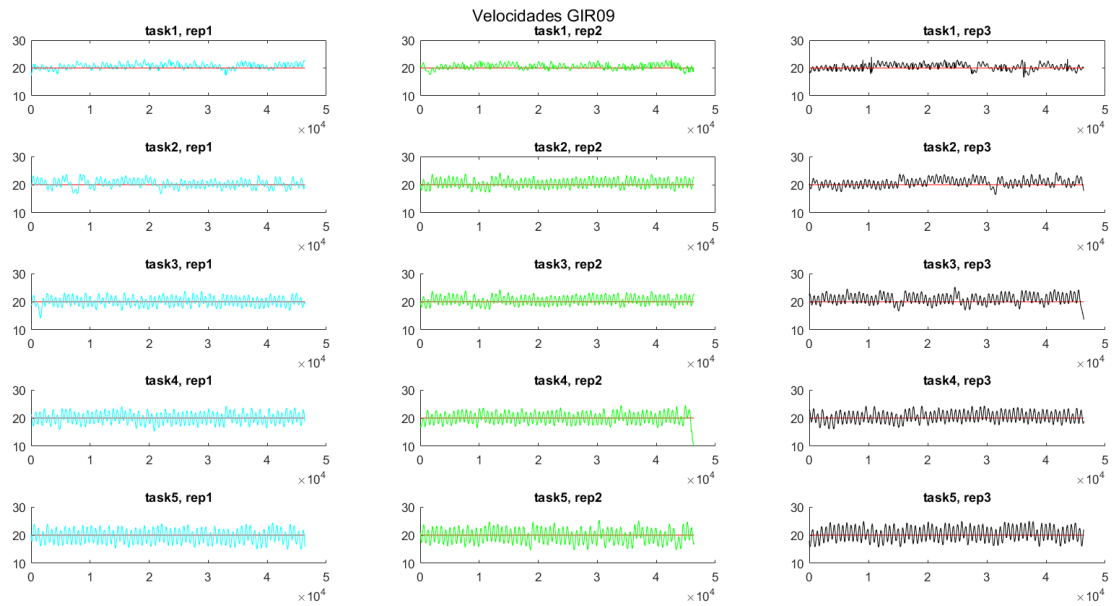


Figura 6.11: Recortes de velocidad.





## 7. Resultados y Discusión

En este capítulo se analizarán los diferentes aspectos de las sinergias obtenidas tras haber realizado el procesamiento y extracción de datos, proceso que ha sido explicado en el capítulo anterior. Asimismo, se estudiará, si la hubiera, la variabilidad de estos entre los diferentes grupos de datos tomados (usuarios de forma individual, hombres, mujeres y todos) y niveles de resistencia. A continuación, se presentarán las gráficas de tipo *boxplot* obtenidas para cada uno de los grupos de los porcentajes de las sinergias y pesos musculares de estas. Además, se describirán los elementos representados y se discutirán con el fin de poder elaborar las posteriores conclusiones. También se mostrarán en este apartado los errores de seguimiento de la velocidad descritos durante la prueba.

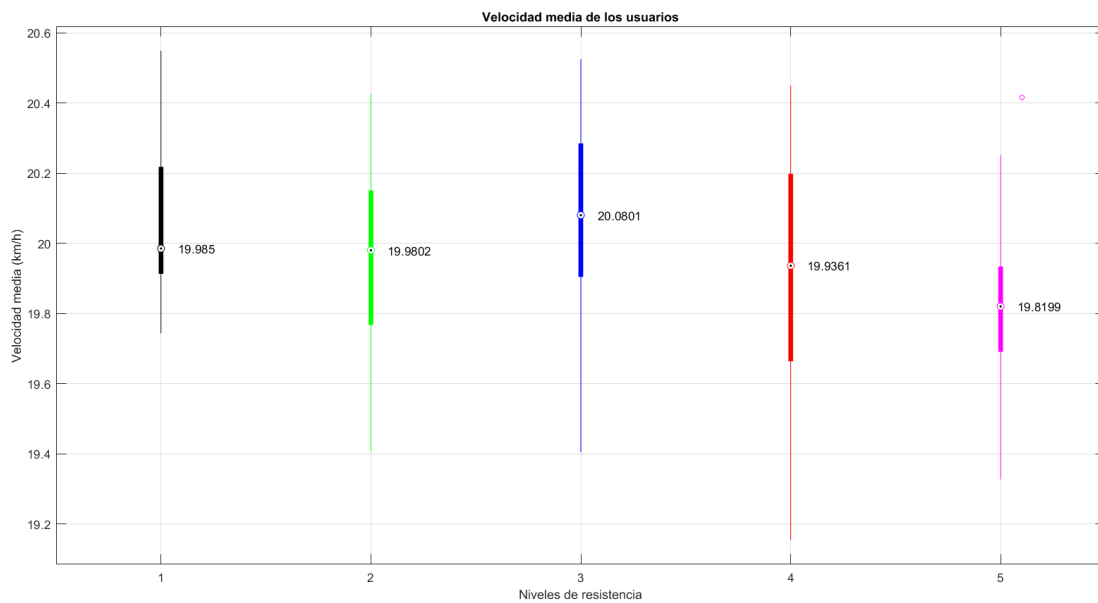
En el Anexo B, se indican las gráficas de las sinergias ya procesadas en las que se muestran las activaciones a lo largo del tiempo junto a los pesos musculares y porcentajes de ajuste en el cálculo. La descripción en detalle de la información representada en estas gráficas se indica en el anexo mencionado. En estas, se puede ver cómo, a rasgos generales, en la primera sinergia predomina el tibial anterior (TA); en la segunda el vasto lateral (VL); y en la tercera el bíceps femoral (BF) y gastrocnemio medial (GM). Los datos representados en estas gráficas han ayudado a obtener las gráficas que se muestran a lo largo de este capítulo y en el Anexo C, donde se muestran las representaciones por usuario.

### 7.1. Error de seguimiento de velocidad

A continuación, se mostrarán las gráficas obtenidas, tanto de los errores de seguimiento de velocidad como de la velocidad media por resistencias que se han calculado a partir del proceso explicado en la Sección 6.6.

### 7.1.1. Presentación y descripción de las gráficas

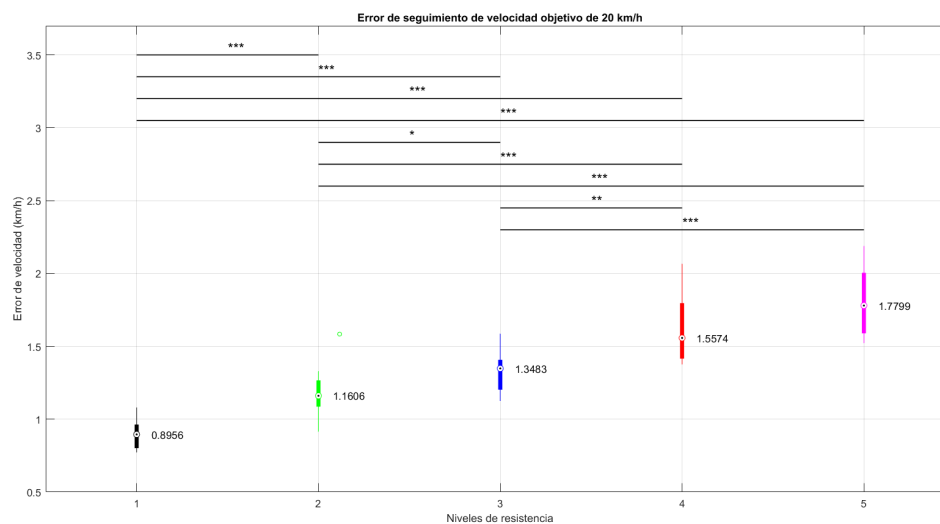
En las siguientes figuras, se muestran el valor medio de velocidad en forma de *boxplot* obtenido para cada una de las resistencias del conjunto de los diez participantes (Figura 7.1) y sus errores cometidos respecto a la velocidad ideal establecida de 20 km/h (Figura 7.2).



**Figura 7.1:** Velocidad media de los usuarios por resistencias.

En la Figura 7.1 obtenida a partir de los datos de las velocidades medias (Tabla 7.1) de cada uno de los usuarios a lo largo de toda la prueba (se han tenido en cuenta todas las repeticiones de cada uno de los niveles), se muestra cómo la velocidad mediana de las velocidades medias de los usuarios se encuentra en un intervalo de entre 19.82 y 20.08 km/h. Para estos datos, se ha realizado un análisis estadístico de tipo *ranksum* donde se han calculado las significancias entre los pares de resistencias. Sin embargo, al encontrarse todos los valores bastante próximos, alrededor del valor de consigna de 20 km/h, no se ha presentado una significancia relevante, es decir, las probabilidades calculadas con el método *ranksum* tomaban valores iguales o superiores al 5% entre ellas.

En la Figura 7.2 se pueden observar los datos correspondientes a la representación en forma de diagrama de cajas de los errores del seguimiento de velocidad respecto a la establecida al inicio de la prueba de 20 km/h. Aquí, se ven representadas también las significancias entre los diferentes niveles de resistencia aplicados. Como se puede apreciar, existe significancia entre los niveles: 1-2, 1-3, 1-4, 1-5, 2-3, 2-4, 2-5, 3-4, 3-5, es decir, en todos excepto entre las resistencias 4 y 5. Además, se puede ver que, según la notación que se indica en la Tabla 6.1, la gran mayoría de estos es muy significativa, y por lo tanto, serán relevantes para la posterior extracción de conclusiones.



**Figura 7.2:** Error de seguimiento de los usuarios por resistencias junto a sus significancias.

### 7.1.2. Discusión de las gráficas

En la gráfica representada por la Figura 7.1 se puede ver, como ya se ha comentado en la sección anterior, que no existe significancia entre los datos debido a su alta similitud entre los valores, por lo que se puede decir que la variación de la resistencia no afecta a la velocidad descrita durante la prueba.

En cambio, si nos fijamos en el error de seguimiento de velocidad (Figura 7.2), se puede observar la significancia presentada entre todos los niveles de resistencia excepto los niveles

Usuario	Velocidad media (km/h)	Error medio (km/h)	Error 20 km/h (km/h)
GIR01	20.3283	1.2319	1.2602
GIR09	20.3136	1.3863	1.4280
GIR10	19.7636	1.2766	1.3136
GIR13	19.8209	1.2662	1.2653
GIR14	20.1473	1.3807	1.3890
GIR15	19.5018	1.2137	1.2800
GIR16	19.8529	1.5503	1.5547
GIR17	19.7203	1.6823	1.6779
GIR18	20.0499	1.2246	1.2269
GIR19	20.0782	1.2362	1.2379

**Tabla 7.1:** Velocidades y errores por usuario medios de la prueba. **Velocidad media:** representada respecto a la prueba total. **Error medio:** respecto a la velocidad media. **Error 20 km/h:** error respecto al valor consigna de velocidad.

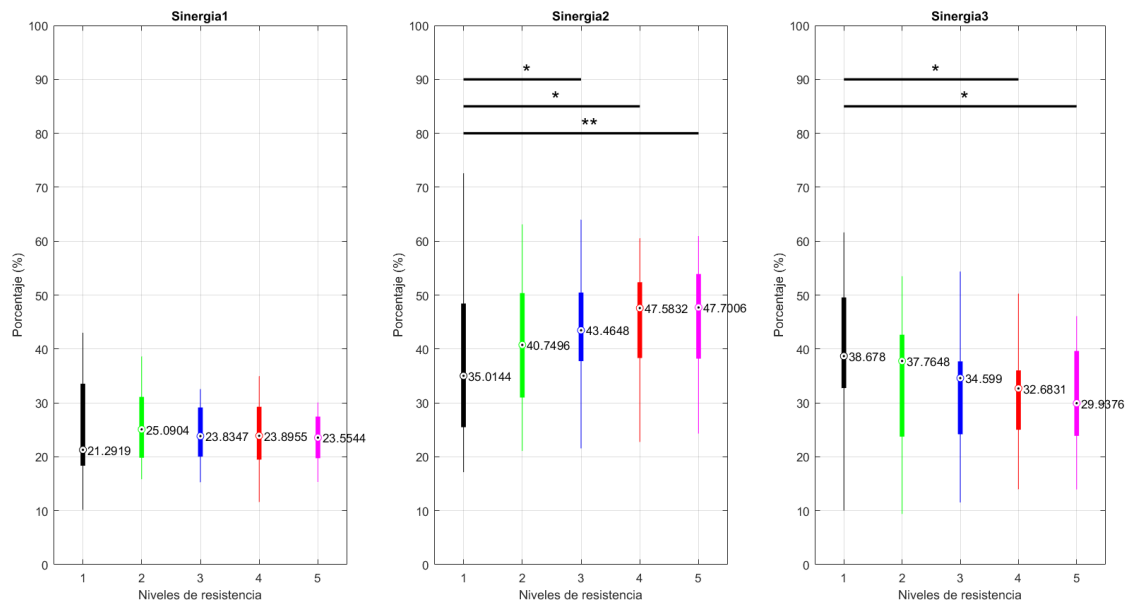
4-5. A partir de esta información, se puede inferir que con el aumento de la resistencia, es más difícil para el usuario seguir la velocidad establecida de 20 km/h durante la prueba.

## 7.2. Porcentajes de sinergias junto a su significancia

### 7.2.1. Presentación y descripción de las gráficas

En este apartado se mostrarán las gráficas pertenecientes al cálculo de las significancias de los datos de los porcentajes de las sinergias que se muestran en el Anexo B. Estos porcentajes representan la contribución media de cada sinergia para cada uno de los niveles de resistencia aplicados. Estas representaciones serán de gran utilidad para extraer las conclusiones, ya que la significancia indica qué datos son diferentes, y que por lo tanto, no ocurren por casualidad. A continuación, se mostrarán estas para los conjuntos de población extraídos, siendo estos: *all*, hombres y mujeres. Los datos para cada uno de los diez participantes de forma individual se muestran en el Anexo C.1. En total se tendrá una cantidad de 13 representaciones, una por cada grupo analizado.

De las cuatro señales EMG se han obtenido tres sinergias que son las que se representarán a continuación para las significancias de los porcentajes o contribuciones de las sinergias para la totalidad de los usuarios. Se presentarán y describirán las representaciones de tipo *boxplot* para los porcentajes de las sinergias.

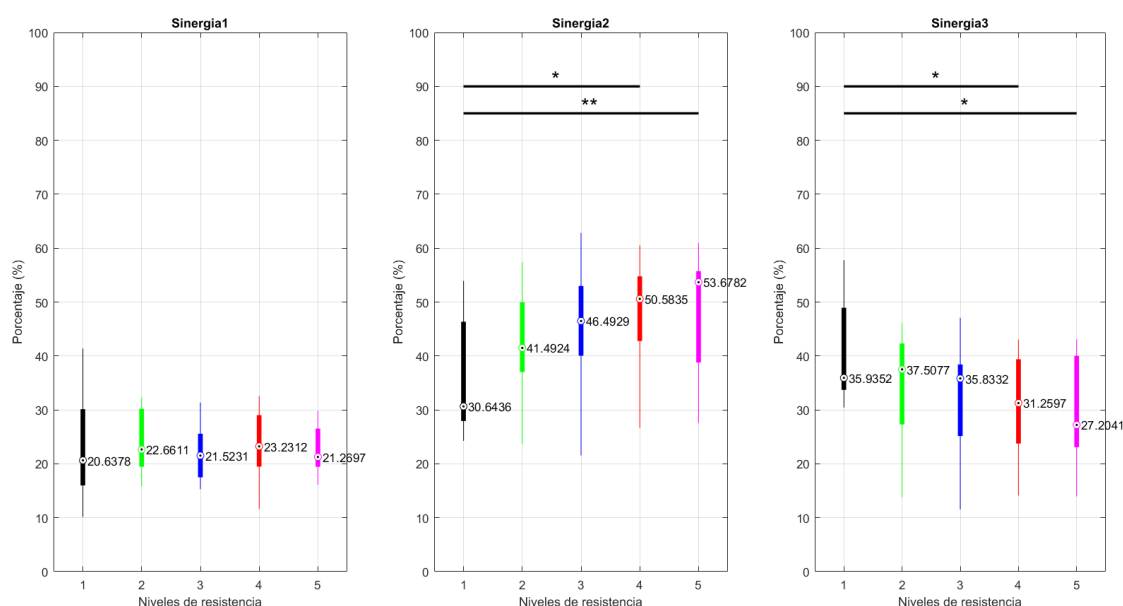


**Figura 7.3:** Significancia de todos los usuarios, *all*.

En la Figura 7.3, se puede observar cómo los porcentajes de la primera sinergia (gráfica de la izquierda), presenta unos datos poco variables entre 21.3% y 25.1%. En la segunda sinergia, es decir, la gráfica central, se observa un crecimiento de los valores de los porcentajes desde 35.0% a 47.7%. Además, se puede observar que ha aparecido significancia entre los niveles de resistencia 1-3, 1-4, 1-5, siendo la diferencia entre los niveles 1 y 5 más relevante que en los otros dos casos. Por último, en la tercera gráfica, con valores entre 29.94% y 38.68%, se puede ver cómo los niveles medianos de las resistencias disminuyen, y se presenta significancia entre los niveles 1-4 y 1-5.

En la gráfica perteneciente al grupo de los hombres (50% de la población estudiada, Figura 7.4) se puede ver que en la primera sinergia los valores apenas presentan variabilidad con

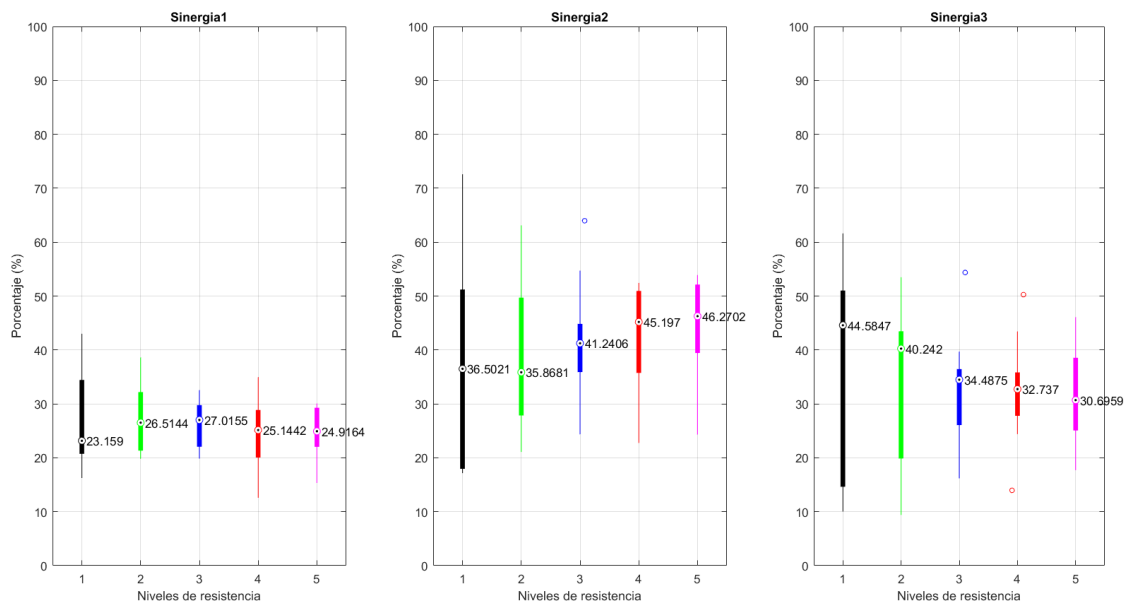
valores comprendidos entre 20.64% y 23.23%. Sin embargo, en la segunda sinergia, los valores crecen de 30.64% a 53.68% a medida que se avanza en la gráfica, presentando significancia baja entre los niveles de resistencia 1-4 y una significancia media entre los niveles 1-5. En la última sinergia se presenta una significancia baja en los niveles 1-4 y 1-5, y se puede ver cómo los valores varían entre 27.2 % y 37.5 %.



**Figura 7.4:** Significancia de los hombres.

Las gráficas obtenidas para el grupo de población de mujeres se muestran en la Figura 7.5. En ellas, se puede ver que no aparece significancia. Sin embargo, los valores sí que varían con el aumento de las resistencias. En la primera sinergia se puede observar cómo los valores permanecen entre 23.2% y 27%. La segunda sinergia presenta una tendencia creciente, excepto el nivel de resistencia 2, que sufre una pequeña bajada respecto a la resistencia 1. Los valores de esta varían desde 35.9% a 46.3%. Por último, la tercera sinergia tiene tendencia descendente con valores comprendidos en un intervalo de 30.7% y 44.6% sin presentar significancia.

De igual modo, en el Anexo C.1, se muestran las gráficas para los pesos de las sinergias representados en forma de diagrama de cajas para cada uno de los usuarios. En estas, se



**Figura 7.5:** Significancia de las mujeres.

puede ver que no existe significancia entre los diferentes niveles de resistencia. No obstante, si se observa la forma descrita por las diferentes aportaciones de cada una de las sinergias, se puede ver cómo, por lo general, todos los usuarios muestran las mismas tendencias. A continuación, en el próximo apartado se discutirá de forma más detallada esta información.

## 7.2.2. Discusión de las gráficas

En este apartado, se contrastarán los datos mostrados en las diferentes figuras expuestas y explicadas en el apartado anterior con el fin de poder extraer conclusiones.

### 7.2.2.1. Usuarios individuales

Como se ha introducido anteriormente, se verán las diferencias que existen entre las gráficas individuales de las contribuciones de las sinergias extraídas. A rasgos generales, todos los usuarios presentan la misma forma de sinergias: primera sinergia con poca variación, segunda sinergia creciente y tercera decreciente. En cambio, en las gráficas del usuario con código GIR10, Figura C.3, se presentan los comportamientos de las sinergias 2 y 3 invertidos. En su caso, la sinergia 2 disminuye con el aumento de la resistencia y la sinergia 3 aumenta.

Asimismo, el usuario GIR17 (Figura C.8) presenta la misma forma que el usuario GIR10 pero de forma más sutil. Es decir, la sinergia número dos comienza disminuyendo, pero en los dos últimos niveles de resistencia (4 y 5) sufre un aumento. La tercera sinergia del usuario GIR17 también aumenta en vez de disminuir como en el resto de usuarios y grupos.

Por otro lado, dos usuarios (GIR13 y GIR16), Figuras C.4 y C.7, respectivamente, presentan unas gráficas en las que apenas hay variabilidad en las sinergias 2 y 3. Es decir, no se muestra de forma clara la tendencia ascendente en la segunda de ellas y descendente para la tercera sinergia. En el caso de estos usuarios, según el cuestionario realizado al inicio de la realización de la prueba, eran aquellos que realizaban actividades físicas con más frecuencia y del tipo *running* y ciclismo.

También cabe destacar que las formas de las figuras de los usuarios individualmente no presentan una forma tan definida como en la combinación de ellos por grupos. Esto se refleja en que los datos no serán siempre crecientes o decrecientes, sino que entre resistencias puede haber oscilaciones, pero la tendencia que siguen es la que se ha expresado.

#### **7.2.2.2. Grupos de población**

A continuación, si se observan únicamente las gráficas de los grupos de población analizados (Figuras 7.3, 7.4 y 7.5), se puede apreciar la estructura ya indicada en apartados previos: primera sinergia estable, segunda sinergia con una forma creciente y tercera con tendencia decreciente.

Para todas las sinergias, la gráfica *all*, nos muestra valores intermedios entre los datos de las contribuciones de los hombres y mujeres, por lo tanto, las formas de estas seguirán el mismo patrón. Por lo general, las significancias se presentan entre valores extremos como por ejemplo 1-3, 1-4, 1-5. La diferencia en las significancias entre los datos de los hombres y *all*, se da entre los niveles 1-3 de la segunda sinergia de todos los usuarios. El resto de valores de significancias que se muestran se corresponden con el mismo nivel de significancia (medio-bajo). No obstante, las gráficas pertenecientes a los datos de las mujeres, Figura 7.5,

---



no presentan significancia entre los niveles extremos indicados anteriormente. Esto puede deberse principalmente a que el rango intercuartílico en los niveles uno de resistencia de las mujeres es muy amplio, por lo que se podría detectar que, al haber muestras en todo ese rango, no se muestra una significancia con el resto de niveles, ya que estarían comprendidos dentro de este rango. Esto ocurre para las contribuciones de las sinergias 2 y 3. Además, en esta se puede ver una serie de valores atípicos, superiores en el caso de la resistencia 3 de las sinergias 2 y 3, e inferior y superior en la resistencia 4 de la tercera sinergia. En cambio, la sinergia 1 se puede decir que se mantiene de forma estable en todas las resistencias aplicadas.

### **7.3. Pesos musculares para las sinergias junto a su significancia**

#### **7.3.1. Presentación y descripción de las gráficas**

En esta sección, se representan las gráficas de tipo diagrama de cajas para los pesos musculares correspondientes a cada una de las sinergias. Mientras que aquí se muestran las figuras de los grupos, en el Anexo C.2 se indican las gráficas para cada usuario de forma individual. La forma de representación que siguen todos los grupos es la misma: una gráfica por cada una de las sinergias con cuatro representaciones que se asocian con los cuatro músculos, ordenados en forma ascendente como vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) y gastrocnemio medial (GM). Además, para expresar las significancias se ha seguido el criterio expresado en la Tabla 6.1.

El primer grupo que se muestra es el correspondiente a todos los usuarios, Figura 7.6, donde la primera sinergia muestra un aumento en el VL indicando una baja significancia entre los niveles 1 y 5 de resistencia. Los pesos correspondientes al TA toman unos valores más altos que oscilan entre 1.27 y 1.42. Sin embargo, estos valores no presentan significancia debido a que son estables con el aumento de la resistencia. Los valores para BF y GM permanecen próximos a cero. En lo que respecta a la segunda sinergia, los músculos BF, TA y GM apenas muestran relevancia, aunque TA presenta una significancia pequeña entre los niveles 1 y 4 de resistencia. En cambio, el músculo VL es el más activo en esta con valores

---

entre 1.6 y 2.1, aproximadamente, contando con una tendencia a crecer con el aumento de la resistencia. Además, este presenta significancia baja entre los niveles 1-4 y 1-5 y significancia media entre los niveles 1-3. Por último, la tercera sinergia muestra comportamientos opuestos entre los músculos BF y GM, siendo estos los más relevantes en esta sinergia. Mientras que BF aumenta con la resistencia, GM disminuye con el aumento de esta. Asimismo, el músculo BF presenta significancia baja ( $p < 0.05$ ) entre los niveles 2-5, significancia media ( $p < 0.01$ ) en 1-2, y alta significancia ( $p < 0.001$ ) en 1-3, 1-4 y 1-5, con variaciones de entre 0.61 y 1.31. Por otro lado, el GM presenta significancia baja entre 1-2 y 2-5, significancia media entre 1-3, y significancia alta en 1-4 y 1-5, con valores medianos comprendidos entre 1.0 y 1.7.

En las gráficas correspondientes a la población masculina analizada, Figura 7.7, si se observa la primera sinergia, se puede ver una significancia baja entre los niveles de resistencia del 1 al resto, para el VL. En el TA, se puede ver cómo los valores se presentan con pocas variaciones entre los diferentes niveles de resistencia, careciendo de significancia, aunque presentan los valores más relevantes en cuanto a que es el músculo que muestra unos pesos más elevados, variando entre 1.33 y 1.53. En la segunda sinergia predomina la activación del VL, careciendo de significancia debido a la similitud y estabilidad de los datos. Sus pesos varían entre 1.81 y 2.1. Los músculos BF, TA y GM permanecen con valores cercanos a cero. Por último, la tercera sinergia presenta un predominio de los músculos BF, el cual aumenta con las resistencias, y GM que disminuye. Las significancias para BF obtenidas son bajas entre los niveles 1-3, 1-5, 2-3 y 2-5, y los valores de sus pesos varían entre 0.6 y 1.3. Para el GM, se presentan valores comprendidos entre 1 y 1.7. Las significancias se dan entre los niveles 1-3 y 1-5 de forma media, y en los niveles 1-4 de forma baja.

Para finalizar la presentación de gráficas, se muestran las correspondientes a la población femenina, Figura 7.8. En la primera sinergia no se muestra significancia en ninguno de los músculos. Además, los pesos musculares del TA presentan unos valores mayores medianos en comparación con el resto, que varían entre 1.18 y 1.29. Este músculo presenta unos datos estables independientemente del nivel de resistencia aplicado en la bicicleta. Por otro lado, en el VL se muestra una pequeña actividad muscular comprendida entre los valores de 0.27

y 0.39, que también presenta estabilidad durante las resistencias. Los músculos BF y GM apenas presentan activación. En la segunda sinergia, el VL es el que cobra mayor importancia, presentando una significancia baja entre los valores 1-3. Además, sigue una estructura creciente con el aumento del nivel de resistencia, con valores que varían entre 1.37 y 2.06. El resto de músculos permanecen prácticamente inactivos con pesos bajos. Por último, en la tercera sinergia se presenta una importante activación de los músculos BF y GM con valores comprendidos entre 0.59 y 1.32, y 1.09 y 1.64, respectivamente. Para el BF, se presenta una significancia media entre los niveles 1-2, 1-3 y 1-4, y significancia alta entre los niveles 1 y 5. Además, los pesos aumentan con el incremento de la resistencia. Por otra parte, el GM presenta una forma decreciente con el aumento de la resistencia, y la significancia se da de forma baja entre los niveles de resistencia 1-4 y 1-5. Asimismo, el VL presenta significancia leve entre los niveles 2-5 y 3-5, a pesar de que sus valores se encuentran próximos a cero, de igual modo que ocurre para el TA.

### 7.3.2. Discusión de las gráficas

En este apartado se contrastarán las diferentes gráficas obtenidas, tanto para los usuarios de forma individual como para los conjuntos de población tomados, que han sido presentados en detalle en la sección anterior.

#### 7.3.2.1. Usuarios individuales

Estos usuarios, como se puede ver en el Anexo C.2, no presentan significancias entre sus niveles de resistencias. En este apartado se destacan los resultados se han considerado como anómalos de cada uno de los usuarios, es decir, que no se ciñen a las tendencias analizadas en la Sección 7.3.1.

Para la primera sinergia, si se observa el músculo TA, se puede ver cómo la gran mayoría sigue la tendencia a mantenerse estable que presentaban los grupos de población tomados. Sin embargo, los usuarios con código GIR09 (Figura C.12a), GIR10 (Figura C.13a) y GIR14 (Figura C.15a) presentan una ligera tendencia a aumentar el peso muscular con el incremento

---

de la resistencia. Por otro lado, en esta misma sinergia, si se analiza el músculo VL, se puede ver una mayor activación de este en los usuarios GIR10 y GIR18 (Figura C.19a), mientras que en el resto de usuarios toman valores más bajos o próximos a cero.

En la segunda sinergia, el músculo dominante en todos los usuarios es el vasto lateral (VL). En todos los casos se presenta de forma ascendente a medida que se aumenta el nivel de resistencia de la bicicleta, excepto en los casos de los usuarios GIR13 y GIR18. En el primero de ellos, GIR13 (Figura C.14b) tiende a disminuir, pero en el último nivel sufre una pequeña subida. Según los datos proporcionados en el cuestionario, este usuario realizaba como deporte el *running* con una alta frecuencia. Para el segundo usuario, GIR18 (Figura C.19b), sus datos indican para el VL que siguen la tendencia de subida como en el resto de participantes, pero cuando se alcanzan los niveles 4 y 5, el peso de este músculo comienza a disminuir.

Para finalizar, la tercera sinergia, en los datos que se han indicado en la presentación de las gráficas, mostraban una predisposición a crecer en el BF y a disminuir en el GM. Respecto al resto de usuarios, se puede ver cómo, en lo referente al BF, los usuarios GIR01 (Figura C.11c), GIR09 (Figura C.12c) y GIR19 (Figura C.20c) muestran cierta estabilidad. Para el GM, también se presenta esta estabilidad en los usuarios GIR14 (Figura C.15c) y GIR16 (Figura C.17c).

### 7.3.2.2. Grupos de población

Del mismo modo que para el caso en el que se representaban los porcentajes de las sinergias, los valores que se han obtenido bajo el nombre de *all*, se presentan como valores en posiciones aproximadamente intermedias entre los datos de la población de hombres y de mujeres por separado. Es por ello que las gráficas describen el comportamiento que se ha indicado anteriormente: primera sinergia de forma estable para el TA, segunda creciente para el VL, y última con un comportamiento opuesto del BF y GM, donde BF aumenta y GM disminuye.

En cambio, si se comparan los datos de las mujeres (Figura 7.8) y de los hombres (Figura 7.7), se puede ver cómo en la primera sinergia, en el caso de los hombres, los valores para

---

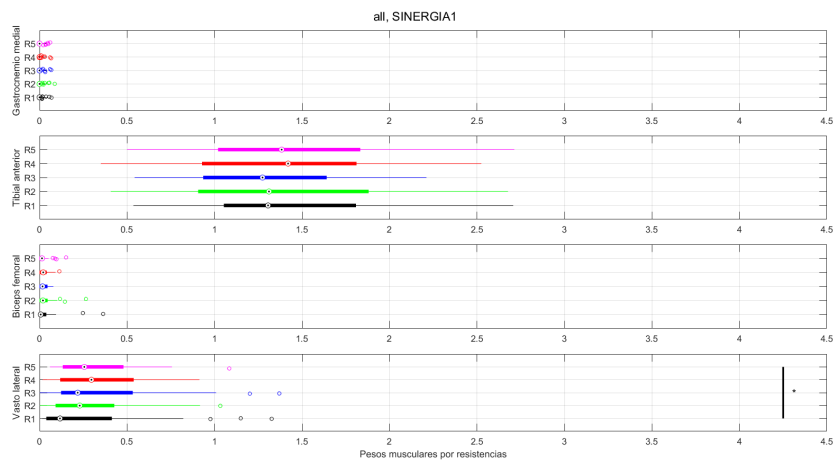
---

el VL presentan una significancia baja desde el nivel 1 al resto, y en las mujeres no aparece significancia. Asimismo, los pesos musculares de las sinergias son algo mayores que para los hombres. No obstante, en lo que respecta al TA, músculo dominante de esta sinergia, no se presenta significancia para ninguno de ellos, y además, en ambos casos permanecen estables.

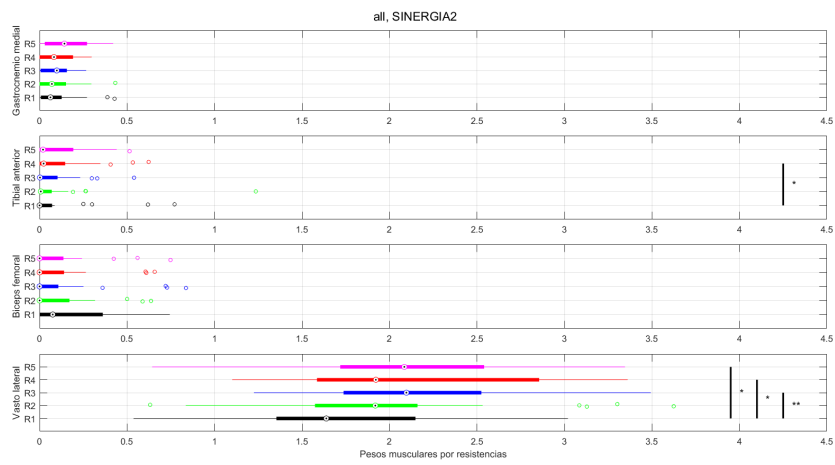
Para la segunda sinergia, tanto hombres como mujeres muestran una pequeña tendencia a aumentar el peso del VL con la resistencia, siendo esta más perceptible en el caso de las mujeres. Además, la población femenina muestra significancia entre los niveles 1-3. Por otro lado, los valores de los pesos varían aproximadamente entre los mismos rangos.

Por último, para la tercera sinergia ambos grupos presentan la tendencia descrita al principio de esta discusión, pero los datos de las mujeres presentan un rango intercuartílico mayor que para los hombres y se presentan menos valores atípicos en músculo BF. Además, las significancias presentadas tienen una importancia mayor para las mujeres en el caso del BF, mientras que los hombres muestran una significancia mayor en el GM.

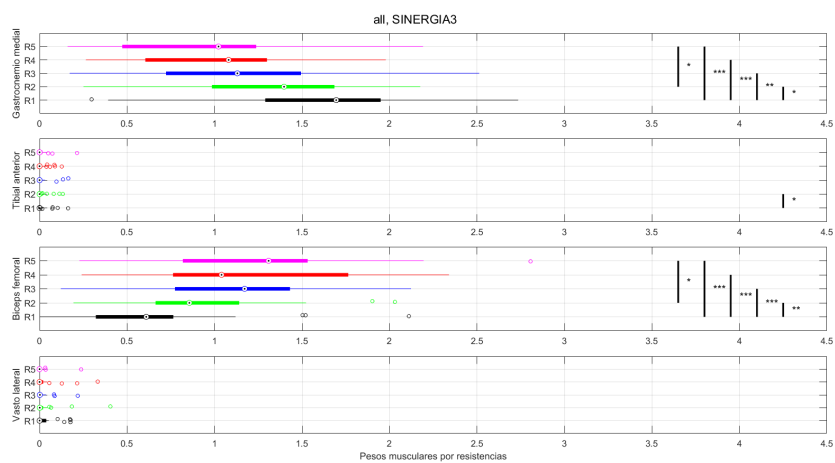
---



(a) Sinergia 1.

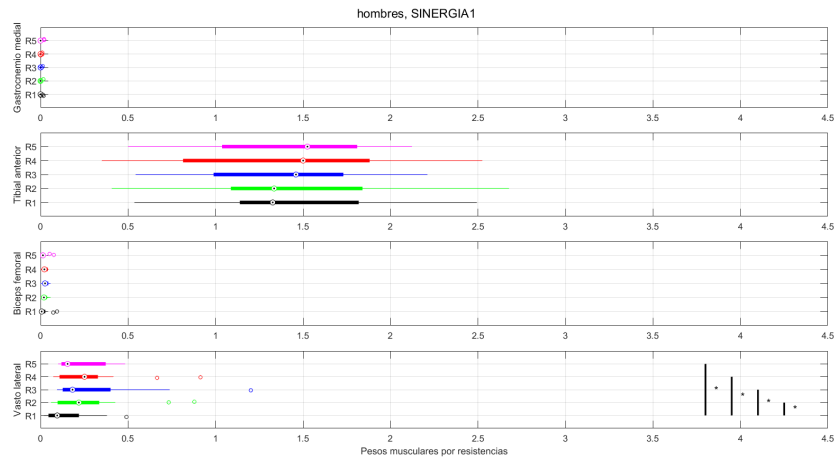


(b) Sinergia 2.

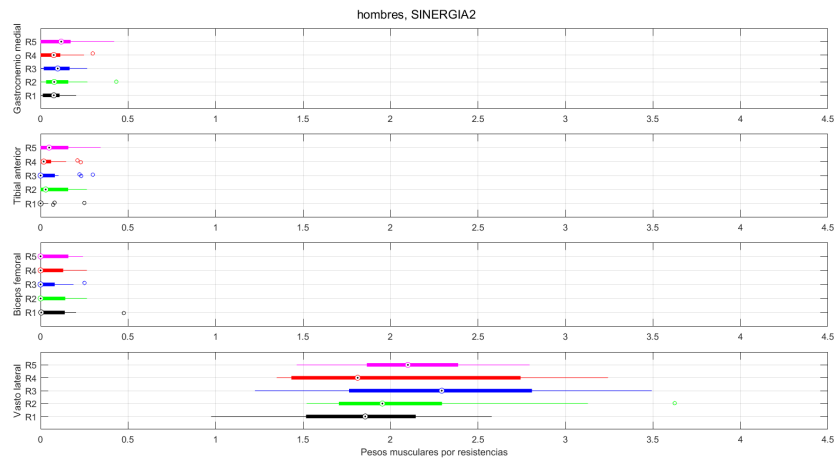


(c) Sinergia 3.

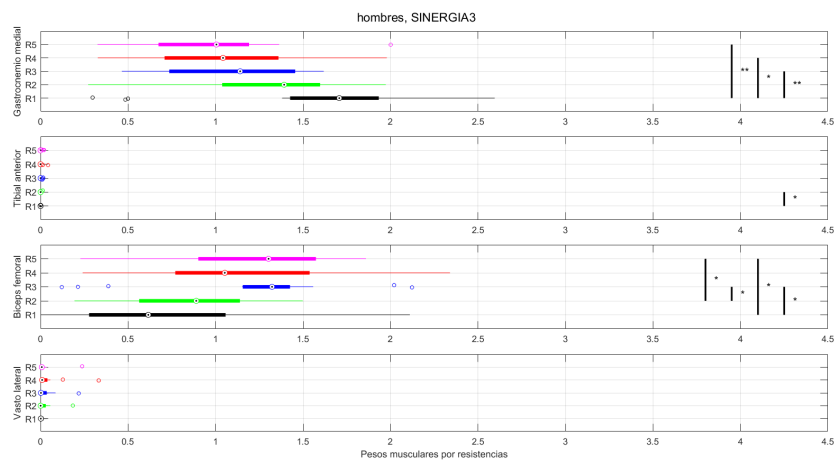
**Figura 7.6:** Significancia por sinergias para todos los usuarios, *all*.



(a) Sinergia 1.

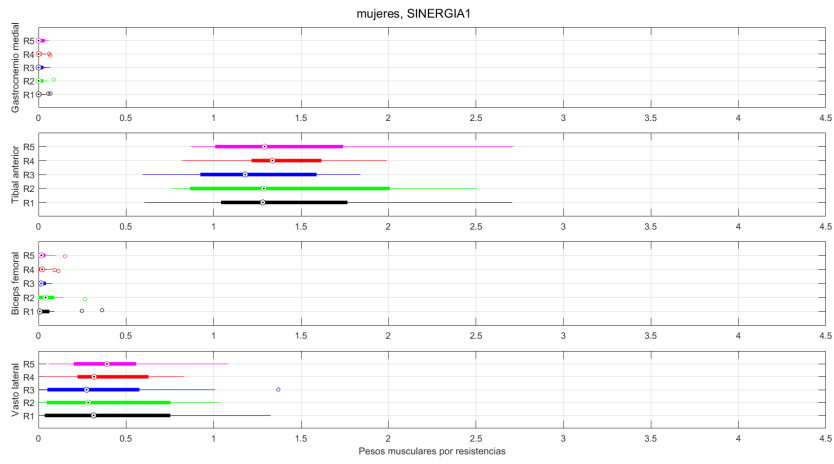


(b) Sinergia 2.

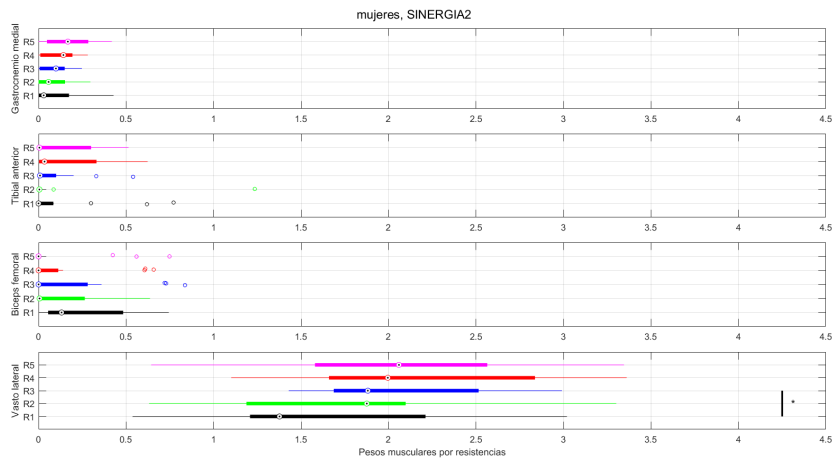


(c) Sinergia 3.

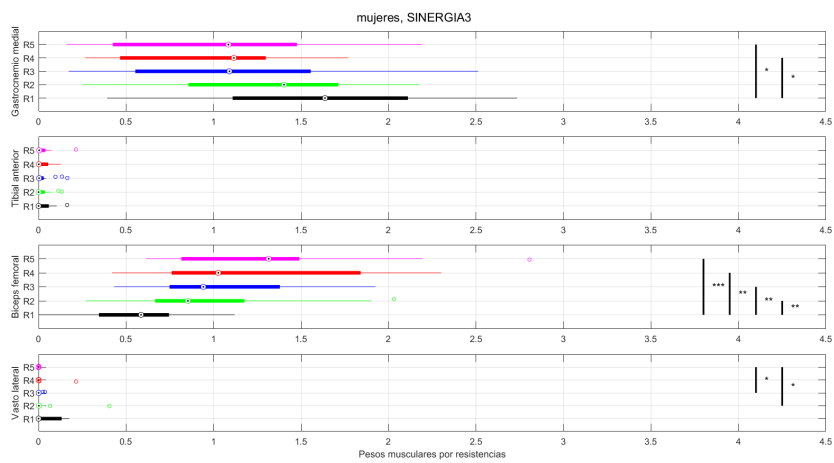
Figura 7.7: Significancia por sinergias para los hombres.



(a) Sinergia 1.



(b) Sinergia 2.



(c) Sinergia 3.

Figura 7.8: Significancia por sinergias de las mujeres.



## 8. Conclusiones

Para finalizar este estudio, se analizarán y contrastarán todos los resultados obtenidos con el fin de comprobar si se han cumplido los objetivos propuestos.

Como se ha podido ver en el Capítulo 7, los resultados de la cinemática obtenidos no tienen una influencia relevante en este estudio, ya que estos han sido unas condiciones fácilmente alcanzables durante la prueba por parte de todos los usuarios. Además, se ha podido ver cómo el error de seguimiento de la velocidad ha sido mayor a medida que aumentaba el valor de nivel de resistencia aplicado en la bicicleta, aspecto que no ha influido en los resultados de las sinergias. Este aumento puede haberse producido debido a que a niveles mayores de resistencia, si el usuario desvía su atención de la prueba, al tener una mayor resistencia aplicada, la frenada que se ocasiona es mayor y su efecto es más perceptible.

Por otro lado, en cuanto a las gráficas obtenidas para los porcentajes de las sinergias, se ha podido ver cómo los datos presentan la misma estructura o tendencia entre los diferentes usuarios estudiados. Todo ello se debe principalmente a que los participantes son personas sanas con más o menos los mismos niveles físicos de actividad, aunque hay algunos casos que han presentado variaciones en estas sinergias debido al incremento de la cantidad de actividad física que realizan respecto al resto de usuarios. Por lo tanto, se podría decir que cuanto más acostumbrados se encuentren los músculos a este tipo de ejercicios, estos tendrán que realizar menores esfuerzos en los niveles de resistencias altos, y por consiguiente, los valores serán menos variables entre resistencias aplicadas. Sin embargo, sería necesario estudiarlo en más usuarios de estas características, es decir, con un perfil deportista, para poder afirmarlo con total certeza. Descartando estos casos particulares, el resto presenta el mismo patrón para las contribuciones de las sinergias: primera estable, segunda creciente y tercera decreciente.

Por último, en lo relativo a los pesos musculares de las sinergias, se ha presentado más variabilidad que en los datos referidos a los porcentajes, pero todos mostraban la misma estructura: primera sinergia con predominio del tibial anterior, segunda con predominio del vasto lateral y en la tercera predominan bíceps femoral y gastrocnemio medial presentando tendencias contrarias. En este caso, también ha habido casos especiales de forma individual en los que ciertos músculos, como TA en primera sinergia, han realizado unos esfuerzos mayores con el incremento de la resistencia, o músculos que se han mantenido de forma más o menos estable como el VL en la segunda sinergia.

Con todo ello, se podría afirmar que los usuarios que se encontraban más familiarizados con las actividades deportivas donde se requiere una mayor fuerza y resistencia en las extremidades inferiores, han presentado unas señales más estables independientemente del nivel de resistencia aplicado. En otras palabras, sus músculos no han percibido del mismo modo el aumento de la resistencia como en el resto de participantes.

En lo que respecta a las características de las sinergias, se han determinado unos patrones, los cuales se resumen en la Tabla 8.1, con los que se podría obtener un punto de partida en el ámbito de la rehabilitación monitorizada con las señales EMG. Además, para asegurarse de que los usuarios siguen estos patrones, se puede proporcionar una asistencia con robots, centrados en las extremidades inferiores, que ayuden al usuario a pedalear como lo haría una persona sana para reproducir estos patrones y características obtenidas. De este modo, se obliga al sistema neurológico a que aprenda cuál es el movimiento y forma de inervación muscular correcta. Asimismo, como se vio en (Hassan y cols., 2018), estos patrones de usuarios sanos pueden servir como referencia para realizar un mejor control de los exoesqueletos en el ámbito de la robótica de rehabilitación. Igualmente, debido a la similitud de entre el movimiento de pedalear y andar, los resultados de este estudio se podrían extrapolar a la marcha humana.

---

---

<b>Parámetro</b>	<b>Sinergia 1</b>	<b>Sinergia 2</b>	<b>Sinergia 3</b>
<b>Porcentajes</b>	Estable	Subida	Bajada
<b>Pesos VL</b>	Estable	Creciente	Despreciable
<b>Pesos BF</b>	Despreciable	Despreciable	Creciente
<b>Pesos TA</b>	Estable	Despreciable	Despreciable
<b>Pesos GM</b>	Despreciable	Despreciable	Decreciente

**Tabla 8.1:** Patrones obtenidos con el aumento de la resistencia.

## 8.1. Artículos relacionados

Con los resultados de este estudio, se ha enviado un artículo para su publicación en el International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR) bajo el nombre de *Synergistic parameters of motor adaptation in cycling activities with variable resistance*, Pertusa y cols. (2020).

---



## 9. Trabajos futuros

En este capítulo, se examinarán las diferentes posibilidades de ampliación y aplicación de este estudio. Se analizará desde la innovación que estos resultados pueden suponer en la valoración y evaluación de la función motora como diagnóstico y durante el proceso de rehabilitación, así como el uso que las sinergias y sus características podrían tener en el ámbito de la robótica de rehabilitación en su integración con la medicina y la salud.

### 9.1. Estudio de las sinergias en condiciones de variación de velocidad

Este análisis se podría realizar con el mismo *software* con el que se ha realizado este proyecto, ya que está preparado para variar la velocidad que aparece en la interfaz con solo modificar el valor de una variable. La prueba se realizaría manteniendo las condiciones biomecánicas de resistencia y variando únicamente la velocidad de la prueba. De esta forma, se podría estudiar qué implicación tendría, en caso de haberla, el incremento o disminución de velocidad en los parámetros extraídos de las sinergias musculares para un mismo nivel de resistencia.

Además, se podría realizar el mismo estudio con modificación de la velocidad determinada, y en esta, aplicar las variaciones de resistencia entre los niveles 1 y 5 de la misma forma que se ha realizado en este TFG. De este modo, se podría analizar cómo afecta la velocidad y el nivel de resistencia aplicado a los parámetros de pesos musculares y porcentajes de las sinergias calculadas. Como resultado, se obtendría una mayor cantidad de datos que se podrán comparar con las otras situaciones o condiciones experimentales propuestas con el fin de extraer unas conclusiones más contrastadas y que abarquen más situaciones.

## 9.2. Estudio en personas con afecciones neurológicas

El próximo proyecto será realizar este mismo análisis en pacientes de la unidad de neurología del Hospital General Universitario de Alicante bajo el proyecto: *Nuevas métricas para la evaluación de la función motora usando técnicas avanzadas de electromiografía* (GV/2019/25).

Para realizar este estudio, habría que atenerse a las capacidades motoras de estos pacientes para adaptar la prueba en lo que respecta a los niveles de resistencia, de forma que no se les exija una alta demanda física. Si la velocidad resultara ser también elevada, se modificaría y establecerían otras condiciones de prueba acorde a sus capacidades, de manera que todos ellos pudieran realizar todo el proceso de forma correcta.

Los resultados que se obtuvieran de este estudio se contrastarían con la información procedente del análisis de los participantes sanos, comparando ambos patrones para poder valorar en qué estado se encuentran los pacientes y monitorizar su evolución. Además, si se presentaran diferencias, estas nos indicarían la forma en la que el SNC de los pacientes envía la información a los diferentes grupos musculares estudiados y, por lo tanto, su forma de coordinación muscular.

## 9.3. Obtención de métricas de evaluación en robótica de rehabilitación

En robótica de rehabilitación, la aplicación que podría resultar más útil es la obtención de nuevas métricas basadas en las características de las sinergias extraídas. Las señales musculares se adquirirían de la misma forma realizada en este trabajo para su posterior procesamiento y análisis. Además, se podrían tomar como referencia los patrones y datos que se hayan obtenido de las pruebas con personas sanas para intentar reproducir estos datos en los pacientes que se encuentren en proceso de rehabilitación.

Asimismo, durante el proceso de rehabilitación de cada paciente, se podría observar su

---

progreso y mejora con el avance de las sesiones gracias a la monitorización de estas señales musculares. La evolución de estas podrá indicar si el paciente comienza a presentar patrones sinérgicos similares o equivalentes a los de una persona sana y, por lo tanto, ver cómo progresa desde el sistema nervioso y no solo en lo que respecta a los movimientos o acciones que pueda realizar.

## 9.4. Control de exoesqueletos mediante sinergias

Para realizar este tipo de control, se tendrían que captar las señales musculares para procesarlas y realizar todo el proceso seguido en este proyecto con el fin de obtener los valores de los pesos musculares y porcentajes de las sinergias. A partir de estos datos, se realizaría un controlador que los transforme en datos cinemáticos y/o dinámicos para el movimiento de los diferentes motores del exoesqueleto o la prótesis.

Actualmente, el inconveniente que existe es que habría que automatizar todo el proceso de cálculo de las sinergias musculares, pudiendo implementar una red neuronal que tome como entrada una muestra de las señales musculares captadas durante un tiempo  $t$  de cada uno de los músculos seleccionados. Como salidas se obtendrían los valores de pesos y porcentajes de las sinergias para ser transformados y enviados a los motores, o que estos directamente ya sean devueltos por la red neuronal como datos útiles para generar el movimiento. Con este proceso se podría obtener un control de exoesqueletos en tiempo real.

Para poder desarrollar todo esto, sería indispensable seleccionar los músculos de mayor relevancia para la extracción de las características de las sinergias. También habría que determinar la forma en la que estas características van a influir en el movimiento. Por ejemplo, si se observa que el VL tiene un peso mayor, se sabrá que la sinergia detectada es la segunda, según la tendencia mostrada en los resultados de este TFG, y se efectuaría el movimiento determinado cuya velocidad podrá venir dada en función del peso de la sinergia.

Además, si en el futuro se desarrollara un tipo de sensor que fuera capaz de captar directamente la sinergia, como pudiera ser un dispositivo que adquiriera la señal que se dirige a

---

la pierna, se disminuiría el coste computacional y temporal del sistema ya que, a partir de estas sinergias, se podría analizar cuál es su porcentaje de activación o contribución al movimiento. Llegados a este punto, se podría obtener la información cinemática y/o dinámica para enviarla a los motores. Para poder calcular esta información de la forma más precisa, se partiría de este estudio para elaborar una serie de reglas de conversión de las características de las sinergias a datos de movimiento del motor.

---



## Bibliografía

- Alva Coras, C. A. (2012). *Procesamiento de señales de electromiografía superficial para la detección de movimiento de dos dedos de la mano* (Tesis Doctoral no publicada). Universidad Ricardo Palma, Lima (Perú). (Tesis para optar al título profesional de Ingeniero Electrónico)
- Amat Rodrigo, J. (2017, 06). *Análisis de Componentes Principales (Principal Component Analysis, PCA) y t-SNE*. j.amatrodrigo@gmail.com. Descargado de [https://github.com/JoaquinAmatRodrigo/Estadistica-con-R/blob/master/PDF\\_format/35\\_Principal\\_Component\\_Analysis.pdf](https://github.com/JoaquinAmatRodrigo/Estadistica-con-R/blob/master/PDF_format/35_Principal_Component_Analysis.pdf)
- Balasubramanian, S., Wei, R., Herman, R., y He, J. (2009). Robot-measured Performance Metrics in Stroke Rehabilitation. *International Conference on Complex Medical Engineering*. doi: 10.1109/ICCME.2009.4906654
- Ballesteros Doncel, E. (2015, Septiembre). *Estadística descriptiva univariante mediante el gráfico de caja y bigotes*. Universidad Complutense de Madrid. Descargado de <https://eprints.ucm.es/35985/19/EL%20%20GR%C3%81FICO%20%20DE%20%20CAJA.pdf>
- Berniker, M., Jarc, A., Bizzi, E., y Tresch, M. C. (2009). Simplified and effective motor control based on muscle synergies to exploit musculoskeletal dynamics. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. doi: 10.1073/pnas.0901512106
- Chiavenna, A., Scano, A., Malosio, M., Tosatti, L. M., y Molteni, F. (2018, 03 de 06). Assessing User Transparency with Muscle Synergies during Exoskeleton-Assisted Movements: A Pilot Study on the LIGHTarm Device for Neurorehabilitation. *Applied Bionics and Biomechanics, 2018*. doi: 10.1155/2018/7647562

- 
- Cifuentes González, I. A. (2012). *Extracción de Características y Clasificación de Señales Electromiográficas Utilizando la Transformada Hilbert-Huang y Redes Neuronales* (Tesis Doctoral no publicada). Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, (INAOE).
- Colombo, R., y Sanguineti, V. (2018). Rehabilitation Robotics. En (1a ed., pp. 101–115). Elsevier. (Performance measures in robot assisted assessment of sensorimotor functions.) doi: 10.1016/B978-0-12-811995-2.00011-4
- Coscia, M., Tropea, P., Monaco, V., y Micera, S. (2018). Rehabilitation Robotics. En (1a ed., pp. 319–331). Elsevier. (Muscle synergies approach and perspective on application to robot-assisted rehabilitation.) doi: 10.1016/B978-0-12-811995-2.00024-2
- Costa-García, A., Iáñez, E., Sonoo, M., Okajima, S., Yamasaki, H., Ueda, S., y Shimoda, S. (2020). Segmentation and averaging of sEMG muscle activations prior to synergy extraction. *IEEE Robotics and Automation Letters*. doi: 10.1109/LRA.2020.2975729
- Council, M. R. (1976). Aids to the examination of the peripheral nervous system. *Crown*.
- Diprieto, L., Ferraro, M., Palazzolo, J. J., Krebs, H. I., Volpe, B. T., y Hogan, N. (2005). Customized Interactive Robotic Treatment for Stroke: EMG-Triggered Therapy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13. doi: 10.1109/TNSRE.2005.850423
- Fleischer, C., Wege, A., Kondak, K., y Hommel, G. (2006). Application of EMG signals for controlling exoskeleton robots. *Biomed Tech*. doi: 10.1515/BMT.2006.063
- Fox, S. I. (2011). Fisiología Humana. En (12a ed., cap. 12). McGRAW-HILL.
- Hall, J. E., y Guyton, A. C. (2016). Guyton y Hall. Tratado de Fisiología Médica. En (13a ed., cap. 6). Elsevier.
- Hassan, M., Kadone, H., Ueno, T., Hada, Y., Sankai, Y., y Suzuki, K. (2018, 06 de 06). Feasibility of Synergy-Based Exoskeleton Robot Control in Hemiplegia. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26. doi: 10.1109/TNSRE.2018.2832657
-

- 
- Hermens, H. J., y Freriks, B. (1997). *The State of the Art on Sensors and Sensor Placement Procedures for Surface ElectroMyoGraphy: A proposal for sensor placement procedures*. Roessingh Research and Development. Descargado de <http://www.seniam.org/>
- HXX. (2015, Marzo). *Materiales de impresión 3D (II): ABS (acrilonitrilo butadieno estireno)*. Descargado de [hxx.es/2015/03/23/materiales-de-impresion-3d-ii-abs-acrilonitrilo-butadieno-estireno/](http://hxx.es/2015/03/23/materiales-de-impresion-3d-ii-abs-acrilonitrilo-butadieno-estireno/)
- iSanidad. (2017, Abril). *En España entre el 3 y 5 % de la población precisa rehabilitación una vez al año*. Descargado de <http://isanidad.com/85406/en-espana-entre-el-3-y-5-de-la-poblacion-precisa-rehabilitacion-una-vez-al-ano/>
- Lazaridou, A., Astrakas, L., Mintzopoulos, D., Khanchicheh, A., Singhal, A., Moskowitz, M., ... Tzika, A. (2013, 26 de 07). fMRI as a molecular imaging procedure for the functional reorganization of motor systems in chronic stroke. *Molecular Medicine Reports*, 8, 775–779. doi: 10.3892/mmr.2013.1603
- Lee, D. D., y Seung, H. S. (2000). Algorithms for non-negative matrix factorization. *Proceedings of the 13th International Conference on Neural Information Processing Systems*, 535–541.
- Martínez Hernández, H. R., Fernández González-Aragón, M. d. C., y Burgos Centeno, J. (2008). Estudios neurofisiológicos para la detección del daño en la neurona motora superior e inferior en pacientes con esclerosis lateral amiotrófica. *Arch Neurocién (Mex)*, 13, 145–154. Descargado de <https://www.medigraphic.com/pdfs/arcneu/ane-2008/ane083a.pdf>
- MathWorks-Documentation. (s.f.-a). *boxplot*. Descargado de <https://es.mathworks.com/help/stats/boxplot.html?lang=en>
- MathWorks-Documentation. (s.f.-b). *ranksum*. Descargado de <https://es.mathworks.com/help/stats/ranksum.html>
- Mulas, M., Folgheraiter, M., y Gini, G. (2005). An EMG-controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation. *Proceedings of the 2005 IEEE*. doi: 10.1109/ICORR.2005.1501122
-

- 
- Nassabay Pardo, S. E. (2006). *Estudio Comparativo de la técnica Análisis de Componentes Independientes "ICA" Aplicado al Procesamiento Digital de Imágenes con Ruido*. (Tesis Doctoral, Universidad de Granada, Departamento de Arquitectura y Tecnología de Computadores). Descargado de <https://digibug.ugr.es/bitstream/handle/10481/1415/16554322.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- P., I. (2018, Enero). *Fases del pedaleo y músculos que intervienen en cada una*. Descargado de <https://www.brujulabike.com/fases-pedaleo-musculos/>
- Pertusa, A. M., Vujaklija, I., Sánchez-Pérez, R. M., Iáñez, E., Costa, A., y Úbeda, A. (2020). *Synergistic parameters of motor adaptation in cycling activities with variable resistance*. (Artículo para International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR) 2020)
- Ramón R., F., Mansilla O., A., y Rivera C., A. (s.f.). Neurofisiología para estudiantes de Medicina. En (cap. XII.A.2). Facultad de Medicina de UNAM (México). Descargado de <http://www.facmed.unam.mx/Libro-NeuroFisio/>
- Rank Sum Test*. (2012). ScienceDirect. Descargado de <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/rank-sum-test/pdf>
- Rossi, S., Artemiadis, P. K., Roh, J., y Agostini, V. (2018). Muscle Synergies: Use and Validation in Clinics, Robotics, and Sports. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018. doi: 10.1155/2018/6345256
- Scano, A., Chiavenna, A., Malosio, M., Tosatti, L. M., y Molteni, F. (2018, 15 de 08). Robotic Assistance for Upper Limbs May Induce Slight Changes in Motor Modules Compared With Free Movements in Stroke Survivors: A Cluster-Based Muscle Synergy Analysis. *Frontiers in Human Neuroscience*, 12. doi: 10.3389/fnhum.2018.00290
- Schmidt, R. A., Lee, T. D., Winstein, C. J., Wulf, G., y Zelaznik, H. N. (2019). Motor Control and Learning: A Behavioral Emphasis. En (6a ed., pp. 391–392). Human Kinetics.
- Singh, R. E., Iqbal, K., White, G., y Hutchinson, T. E. (2018). A Systematic review on Muscle Synergies: From Building Blocks of Motor Behavior to a Neurorehabilitation Tool. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2018. doi: 10.1155/2018/3615368
-

- 
- Slobounov, S., Hallett, M., Stanhope, S., y Shibasaki, H. (2005). Role of cerebral cortex in human postural control: an EEG study. *Clinical Neurophysiology*, 116, 315–323. doi: 10.1016/j.clinph.2004.09.007
- Spüler, M., Irastorza Landa, N., Sarasola Sanz, A., y Ramos-Murguialday, A. (2016, 08). Extracting Muscle Synergy Patterns from EMG Data Using Autoencoders. En (p. 47-54). doi: 10.1007/978-3-319-44781-0\_6
- Srivastava, S., Kao, P. C., Reisman, D. S., Scholz, J. P., Agrawal, S. K., y Higginson, J. S. (2016, 12 de 10). Robotic Assist-As-Needed as an Alternative to Therapist-Assisted Gait Rehabilitation. *International Journal of Physical Medicine Rehabilitation*, 4, 370–779. doi: 10.4172/2329-9096.1000370
- Tresdpro. (2019, Septiembre). *¿Qué es el material PLA?* Descargado de <https://tresdpro.com/que-es-el-material-pla/>
- van Kammen, K., Boonstra, A. M., van der Woude, L. H. V., Reinders-Messelink, H. A., y den Otter, R. (2017). Differences in muscle activity and temporal step parameters between Lokomat guided walking and treadmill walking in post-stroke hemiparetic patients and healthy walkers. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. doi: 10.1186/s12984-017-0244-z
- van Kammen, K., Boonstra, A. M., van der Woude, L. H. V., Visscher, C., Reinders-Messelink, H. A., y den Otter, R. (2019). Lokomat guided gait in hemiparetic stroke patients: the effects of training parameters on muscle activity and temporal symmetry. *Disability and Rehabilitation*. doi: 10.1080/09638288.2019.1579259
- Velázquez-Pérez, L., Tünnerhoff, J., Rodríguez-Labrada, R., Torres-Vega, R., Ruiz-Gonzalez, Y., Belardinelli, P., ... Ziemann, U. (2017, 10). Early corticospinal tract damage in prodromal SCA2 revealed by EEG-EMG and EMG-EMG coherence. *Clinical Neurophysiology*. doi: 10.1016/j.clinph.2017.10.009
- Wilkin, D., y Brainard, J. (2015, Noviembre). CK-12 Conceptos Biología. En (caps. 13.11, 13.12, 13.13). Descargado de <https://www.ck12.org/book/ck-12-conceptos-biolog%C3%ADa/section/13.0/>
-



## Lista de Acrónimos y Abreviaturas

<b>ABS</b>	Acrilonitrilo Butadieno Estireno.
<b>BF</b>	Bíceps Femoral.
<b>BWS</b>	Body Weight Support.
<b>DFC</b>	Control Directo de Fuerza.
<b>DHBM</b>	Modelo Dinámico de Cuerpo Humano.
<b>EEG</b>	Electroencefalografía.
<b>EMG</b>	Electromiografía.
<b>EMT</b>	Estimulación magnética transcraneal.
<b>FA</b>	Análisis Factorial.
<b>fMRI</b>	Imagen de Resonancia Magnética Funcional.
<b>GDL</b>	Grados de Libertad.
<b>GM</b>	Gastrocnemio Medial.
<b>HAL</b>	Hybrid Assistive Limb.
<b>HuRo</b>	Human Robotics.
<b>ICA</b>	Independent Component Analysis.
<b>ICNR</b>	International Conference on NeuroRehabilitation.
<b>IEEE</b>	Institute of Electrical and Electronics Engineers.
<b>IMU</b>	Inertial Measurement Unit.
<b>MATLAB</b>	MATrix LABoratory.
<b>MCR</b>	Medical Research Council.
<b>MN</b>	Motoneurona.

<b>MP</b>	Motor Primitivo.
<b>MU</b>	Unidad Motora.
<b>NNMF</b>	Non-negative Matrix Factorization.
<b>PCA</b>	Principal Component Analysis.
<b>PD</b>	Controlador Proporcional y Derivativo.
<b>PID</b>	Controlador Proporcional, Integral y Derivativo.
<b>PLA</b>	Polylactic Acid.
<b>SCA2</b>	Ataxia Espinocerebelosa Tipo 2.
<b>sEMG</b>	Electromiografía de superficie.
<b>SENIAM</b>	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles.
<b>SERMEF</b>	Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física.
<b>SNC</b>	Sistema Nervioso Central.
<b>TA</b>	Tibial Anterior.
<b>TFG</b>	Trabajo Final de Grado.
<b>UMH</b>	Universidad Miguel Hernández.
<b>vaf</b>	Variance Accounted For.
<b>VL</b>	Vasto Lateral.

---



## A. Anexo I: Medidas de los diseños 3D

En este anexo se indican las medidas de las piezas diseñadas para poder realizar la fase experimental de este trabajo. En las siguientes imágenes se representan las dimensiones obtenidas con el visor online *Autodesk Viewer*.

### A.1. Soporte sensor IMU

Esta pieza consta de dos partes. La diferencia principal entre ellas es el saliente de la figura izquierda de la Tabla A.1, pero la abrazadera de unión a la biela (primera columna de la Tabla A.1), es la misma.

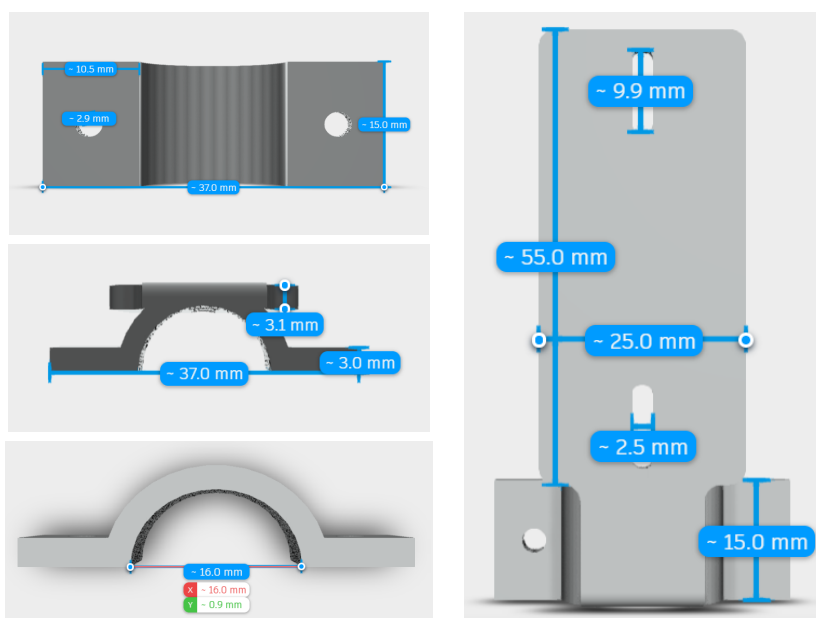


Tabla A.1: Medidas del soporte para el sensor.

## A.2. Ángulo $145^\circ$

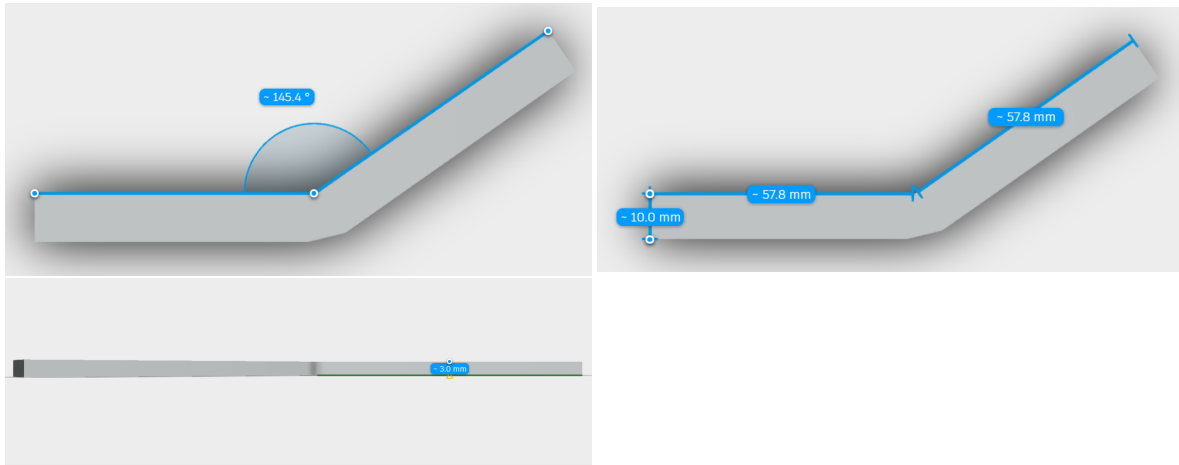


Figura A.1: Medidas del diseño del ángulo.

## B. Anexo II: Gráficas de sinergias

En este anexo se mostrarán cada una de las gráficas para cada participante de las pruebas donde se indica la sinergia obtenida. Se trata de un conjunto de cinco representaciones gráficas donde cada una de ellas, ordenada de izquierda a derecha y de arriba a abajo, corresponde a un nivel de resistencia del uno al cinco, respectivamente.

Estos datos se han obtenido como resultado de la combinación de las tres repeticiones para cada una de las resistencias de cada usuario. Es decir, cada subgráfica representada en la Figura B.1 se ha calculado a partir de un total de 30 muestras. Para el caso de las sinergias de los hombres (Figura B.2) y las mujeres (Figura B.3), se ha tenido la mitad de datos para realizar la representación. En el caso de los usuarios individuales (desde Figura B.4 a Figura B.13), se ha contado con 3 muestras por cada nivel de resistencia para su representación.

En las diferentes figuras de este anexo se pueden visualizar las sinergias para cada uno de los niveles de resistencia del conjunto de los diez usuarios estudiados. En la parte de la derecha de las gráficas, se muestran los pesos de cada uno de los músculos de la sinergia correspondiente (primera, segunda y tercera en orden descendente). Además, junto a las barras de cada músculo, con la representación de colores indicada en la leyenda, se puede ver el peso de cada uno de ellos.

En la parte izquierda de las gráficas, se muestra la sucesión en el tiempo de las sinergias extraídas. Además, en el eje  $Y$  se muestra el valor del porcentaje de cada sinergia. De esta forma, se podrá saber cuál es la que predomina más en ese nivel de resistencia. En la parte superior de estas, se muestra el valor de  $vaf$ , que indica el ajuste de las sinergias a la hora de obtenerlas.

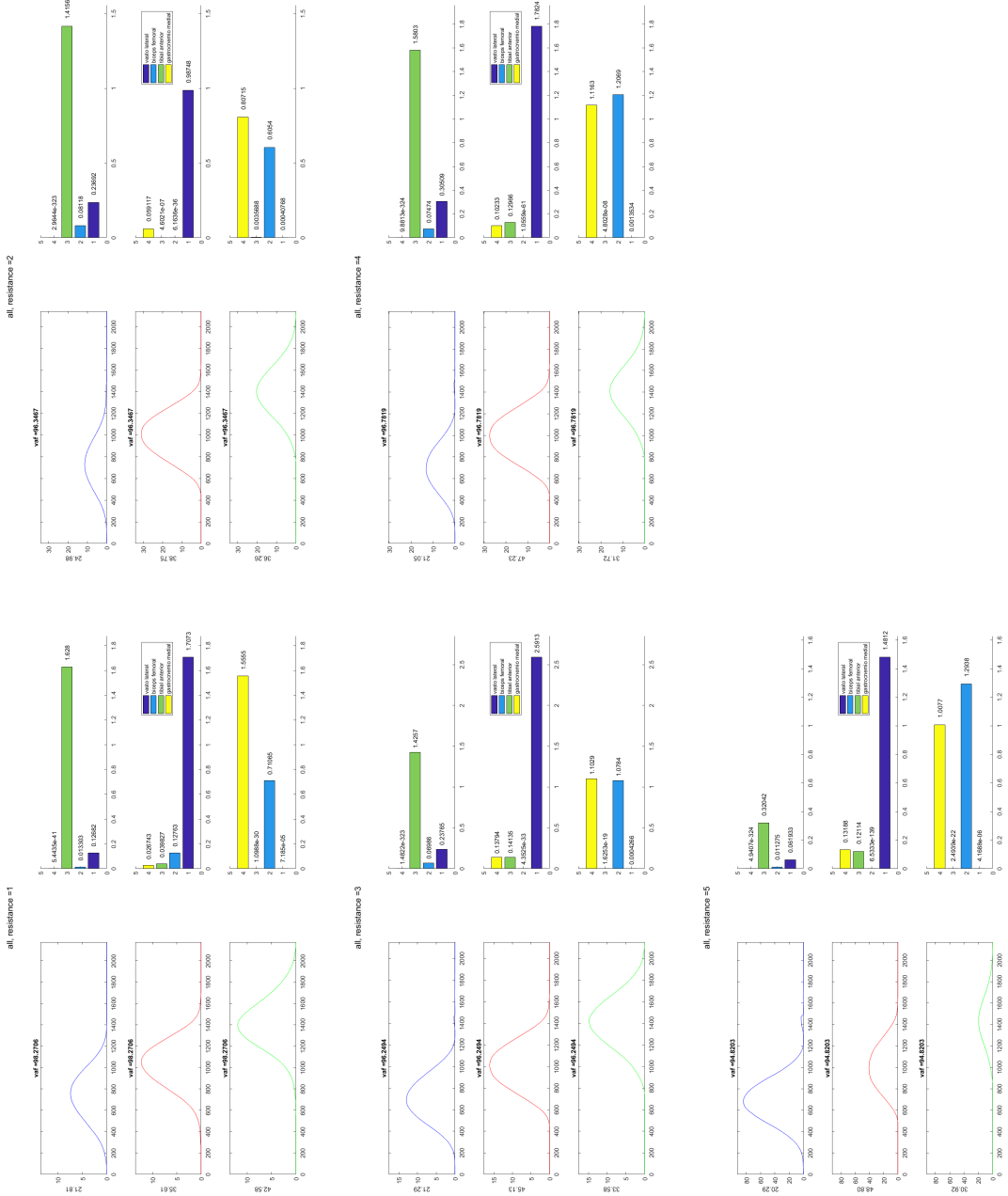


Tabla B.1: Sinergias para todos los usuarios o *All*.

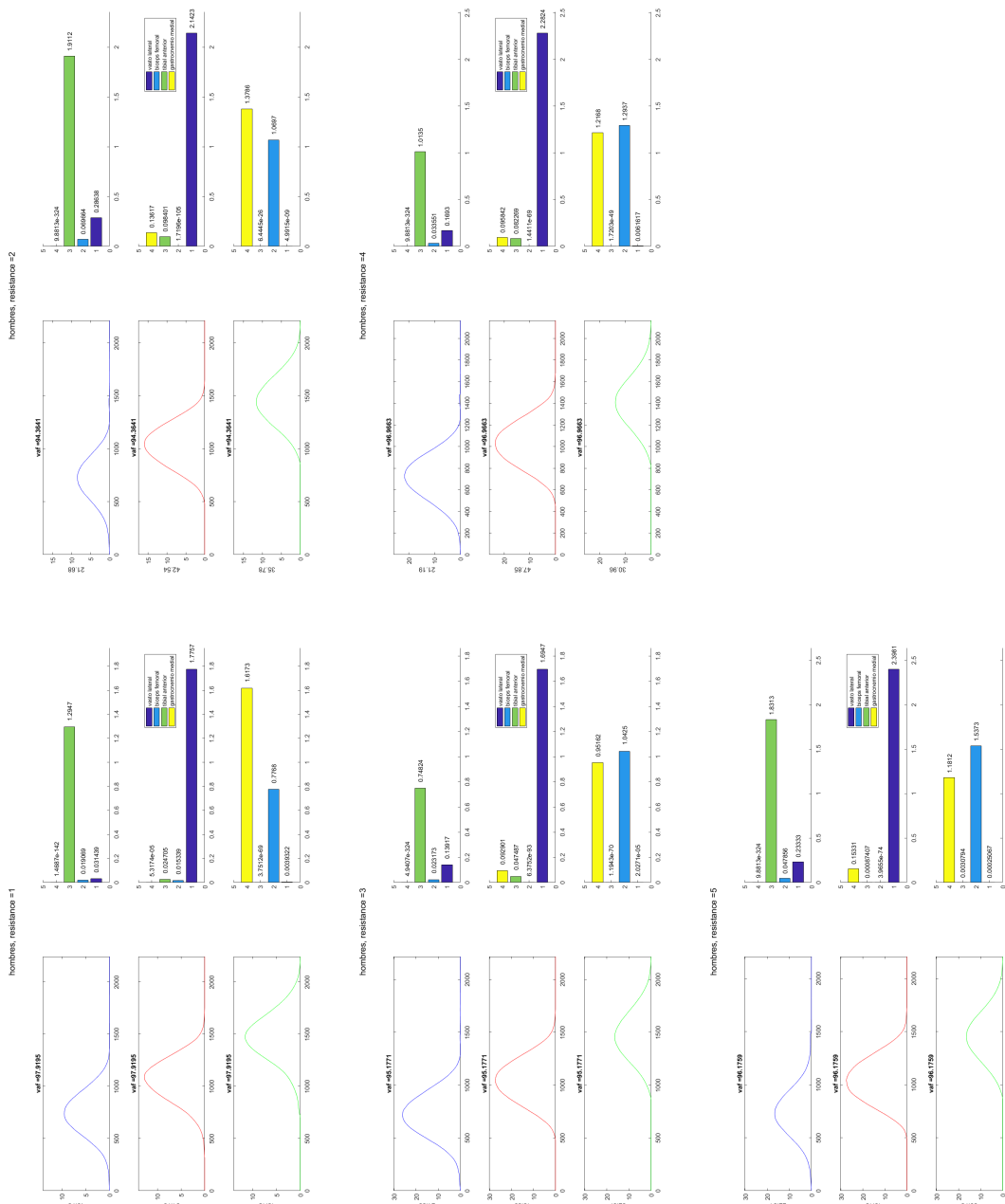


Tabla B.2: Sinergias para los hombres.

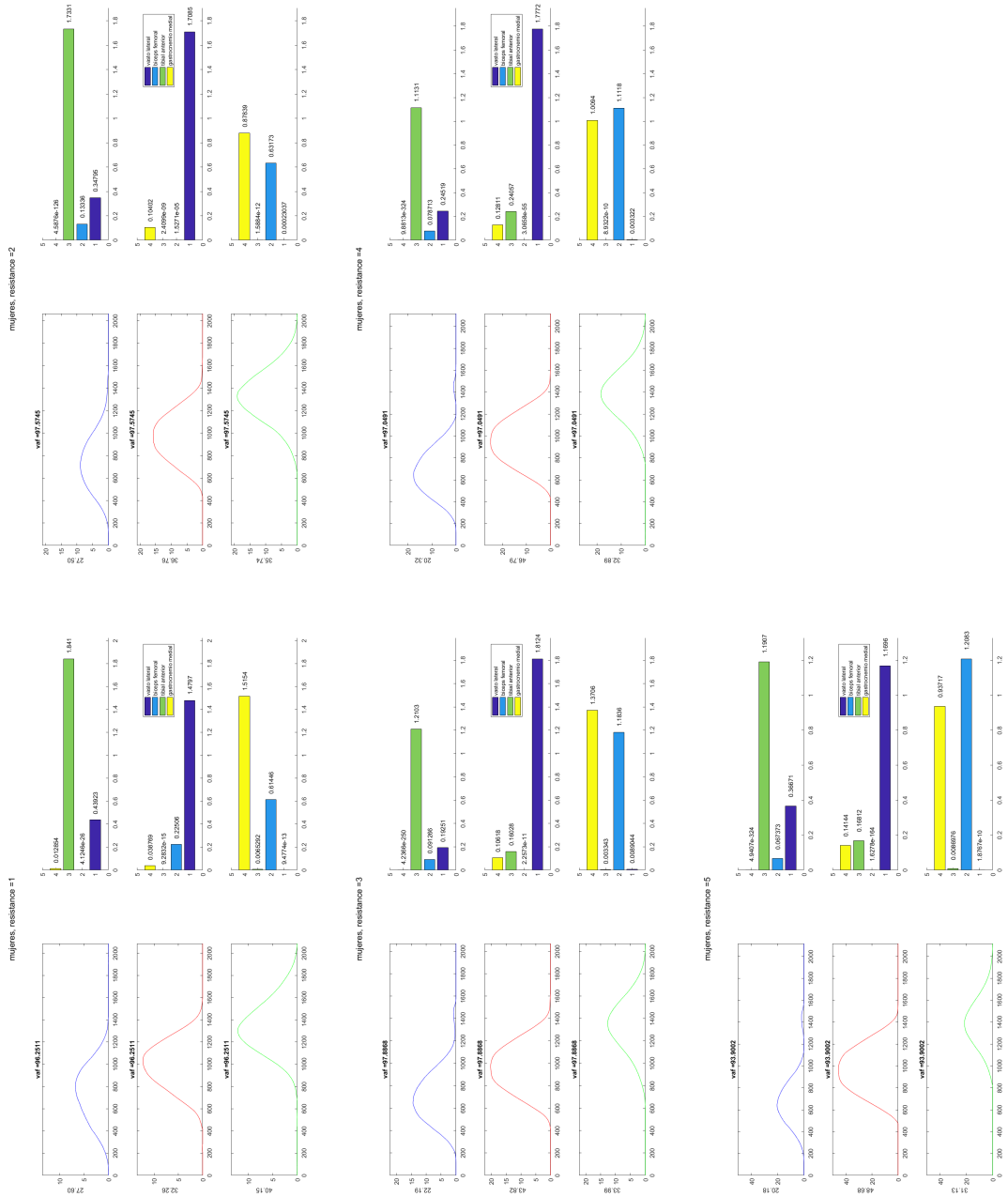


Tabla B.3: Sinergias para las mujeres.

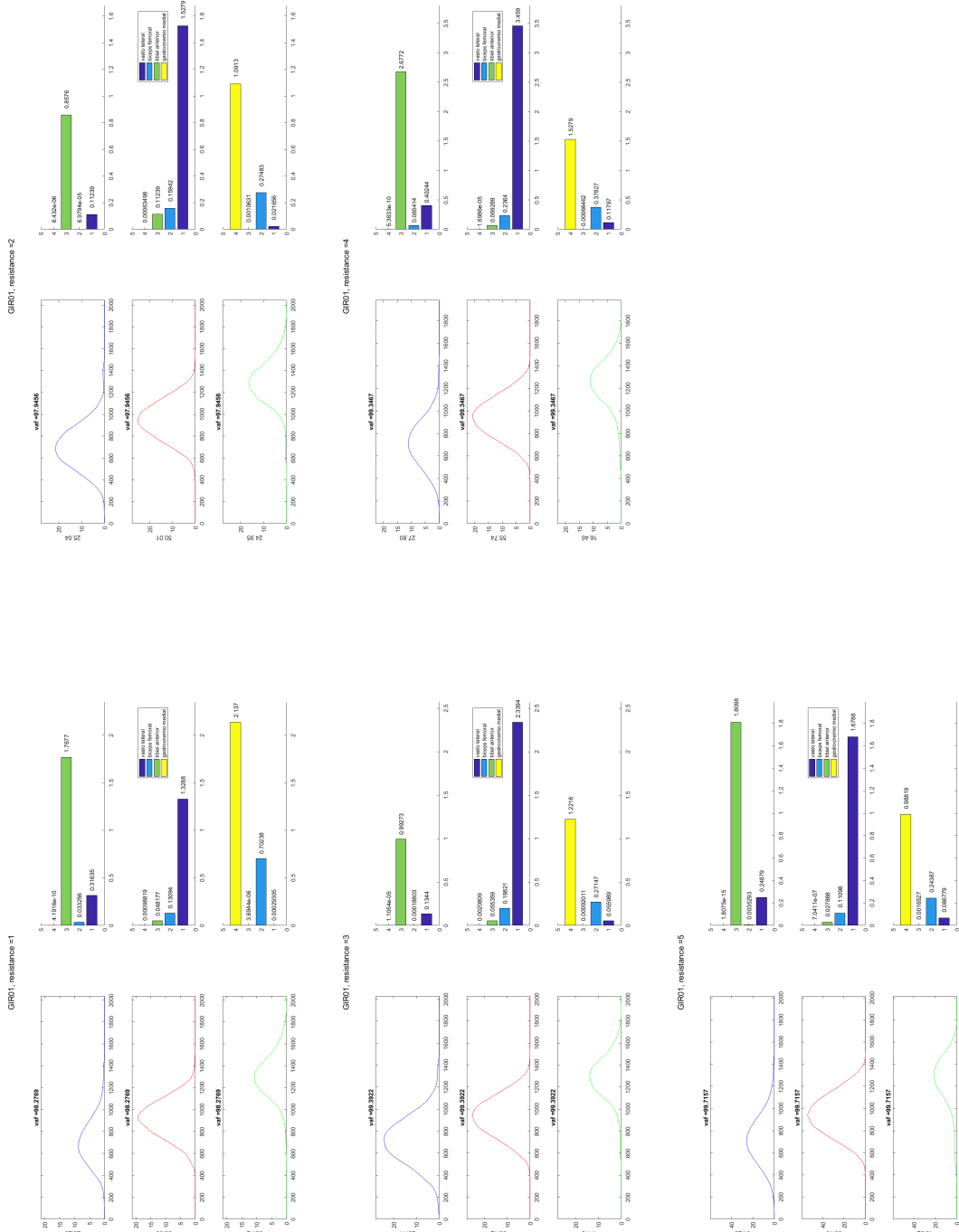


Tabla B.4: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GfR1.

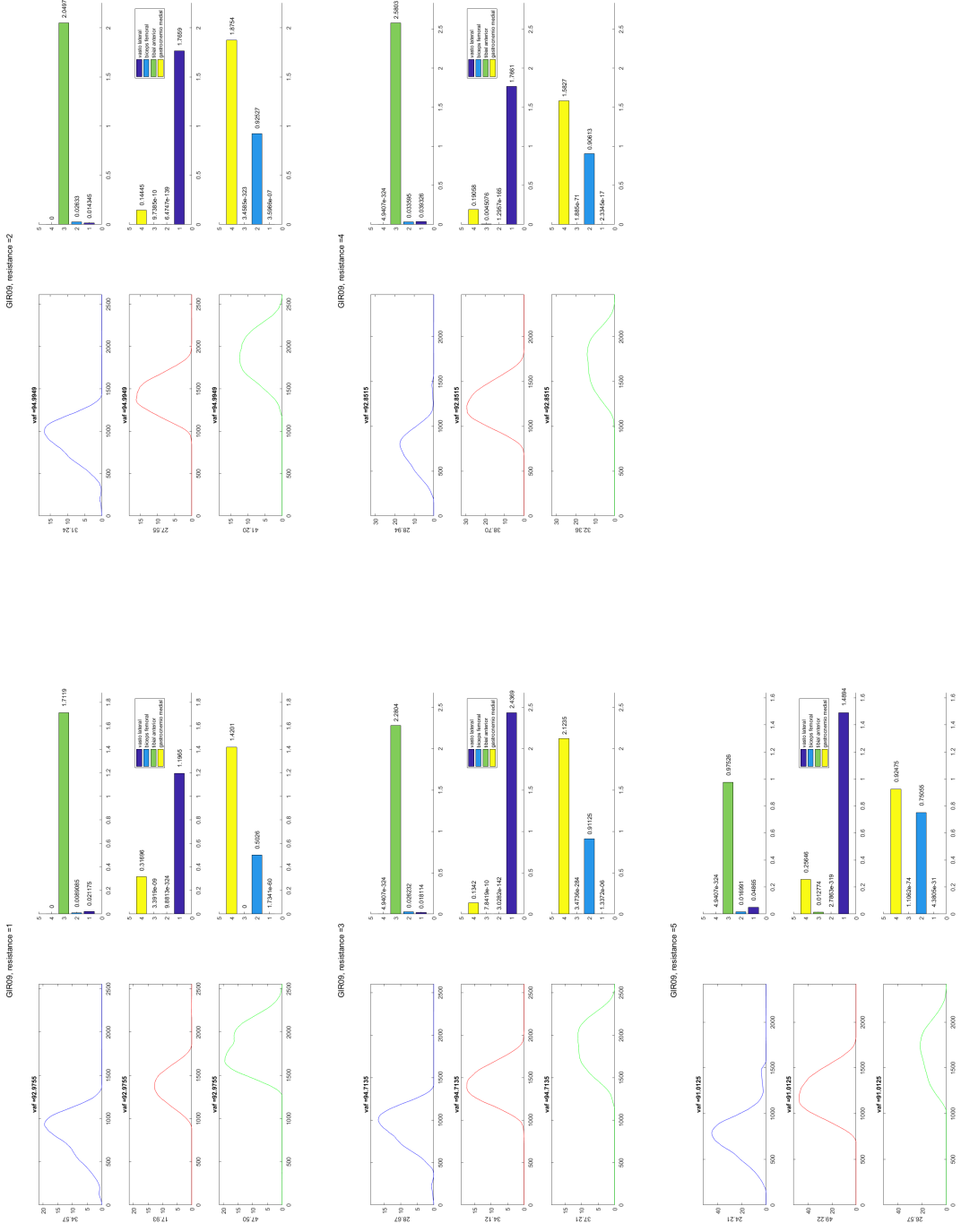


Tabla B.5: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR09.



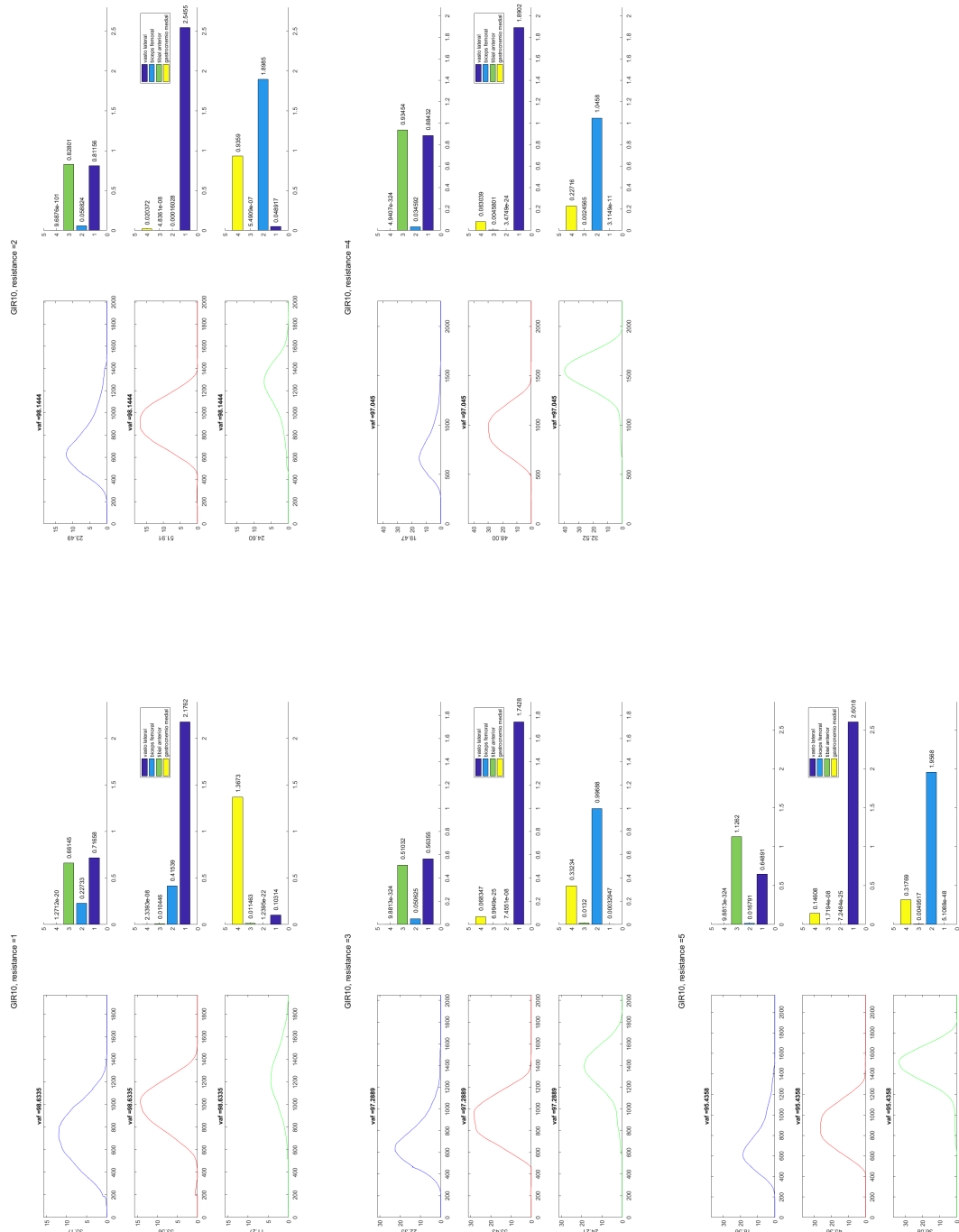


Tabla B.6: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR10.

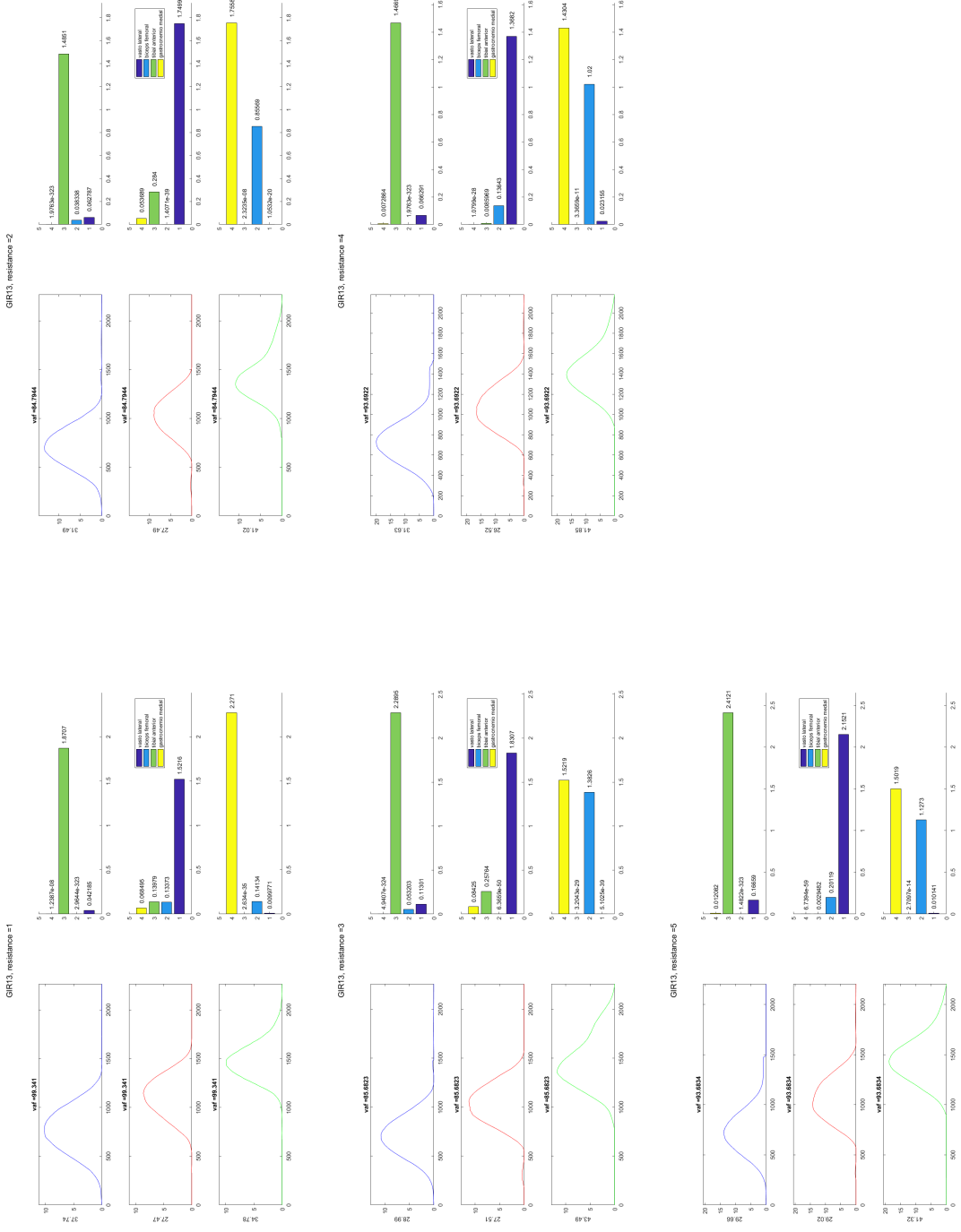


Tabla B.7: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR13.

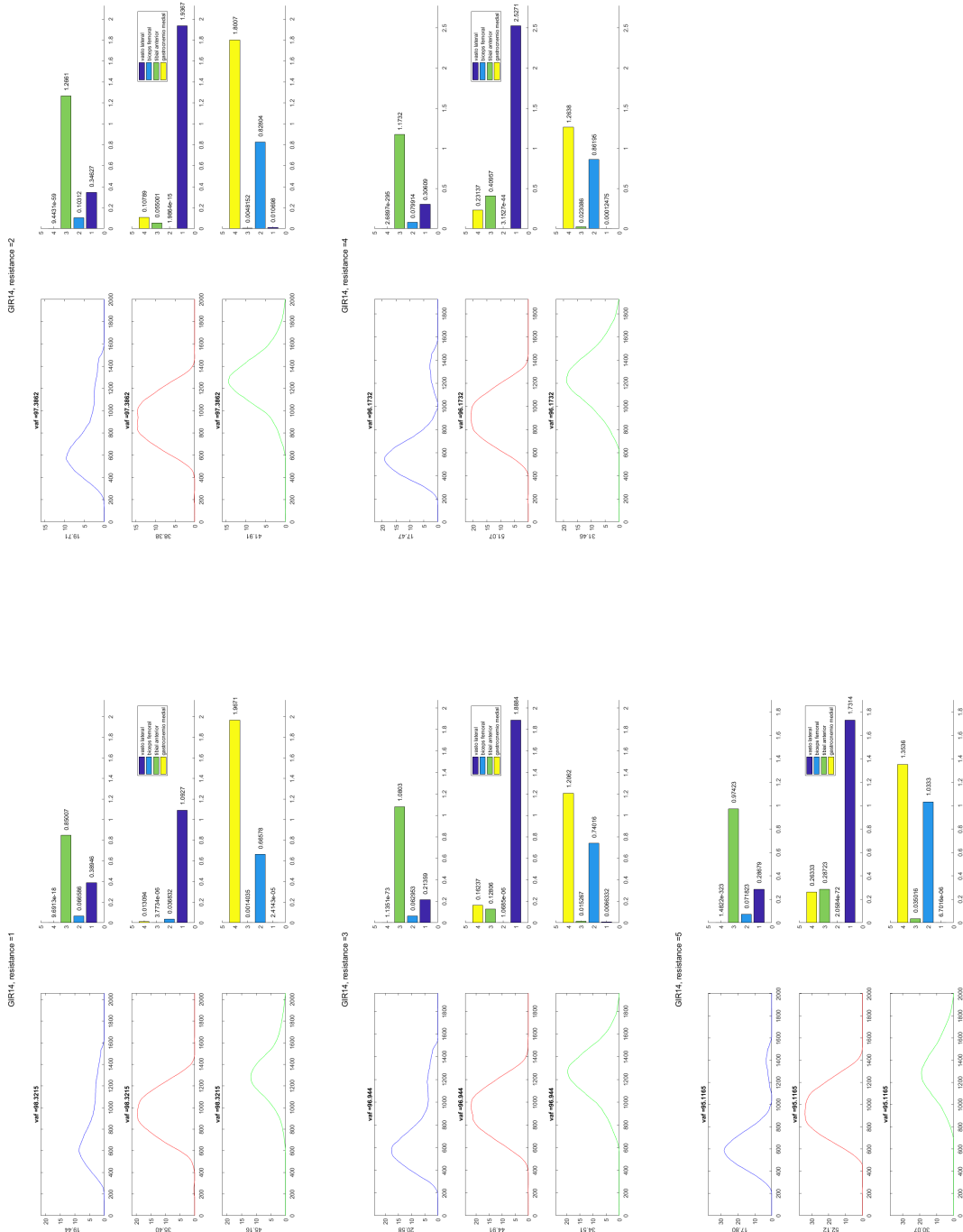


Tabla B.8: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GJR14.

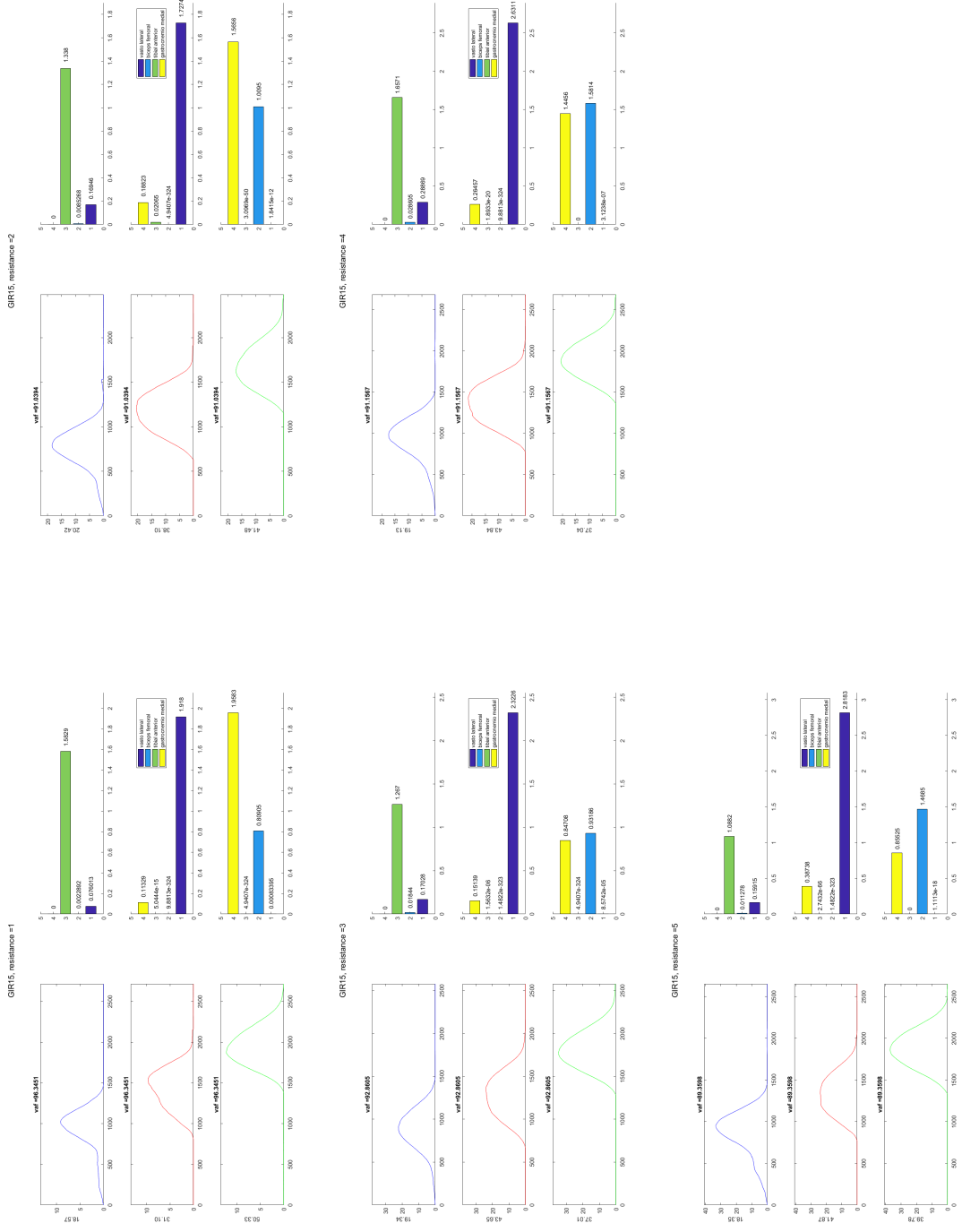


Tabla B.9: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR15.

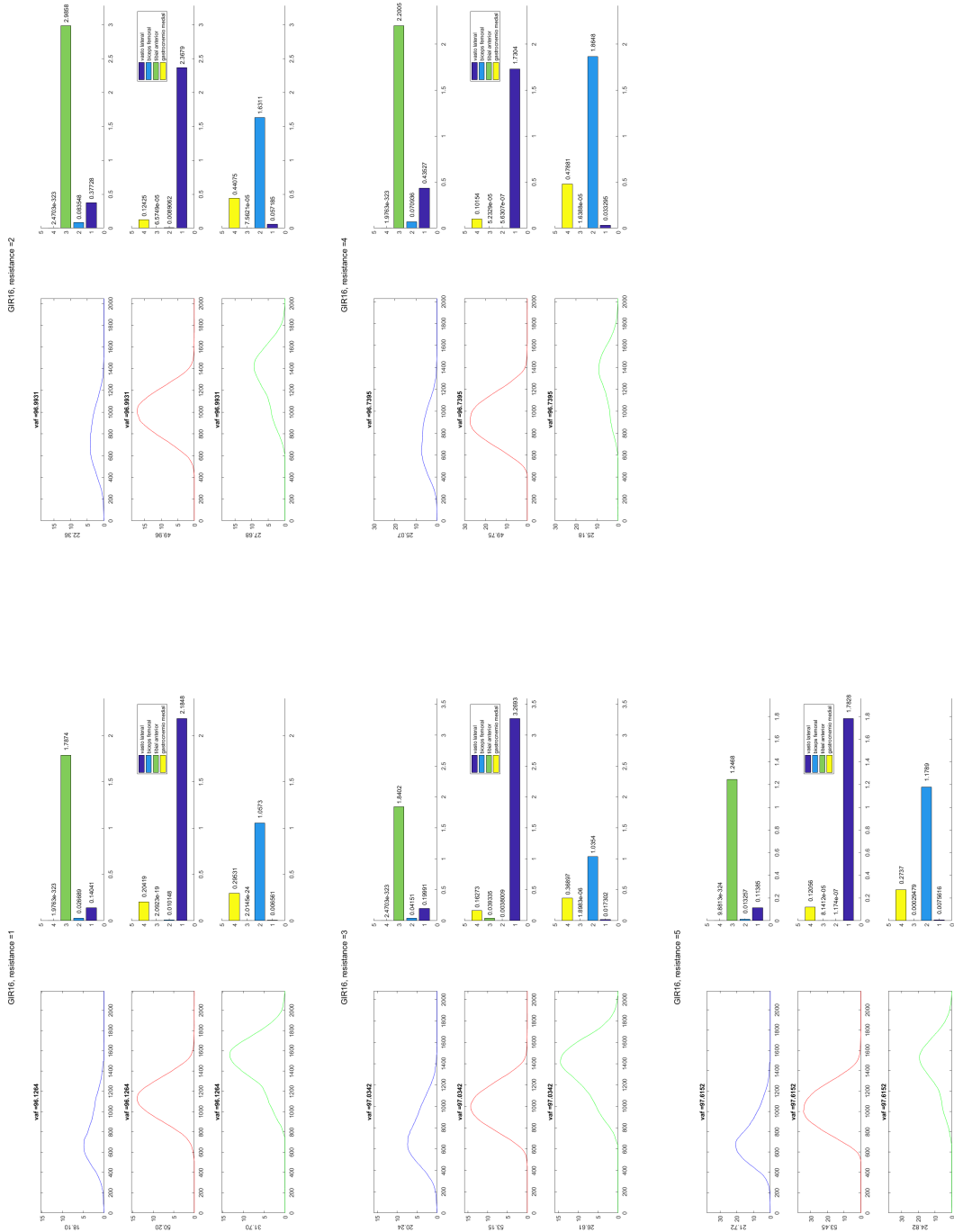


Tabla B.10: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR16.

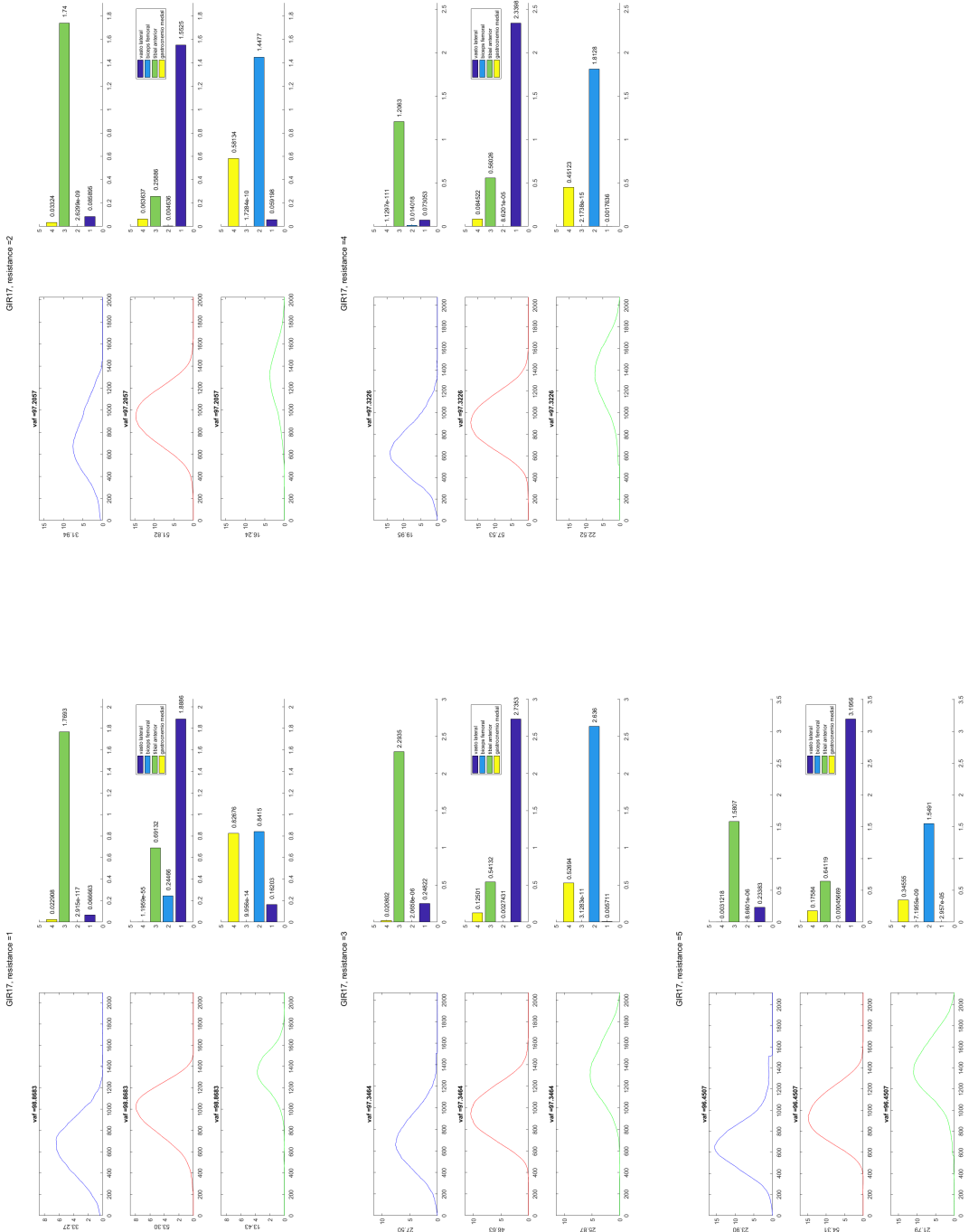


Tabla B.1.1: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIRT7.

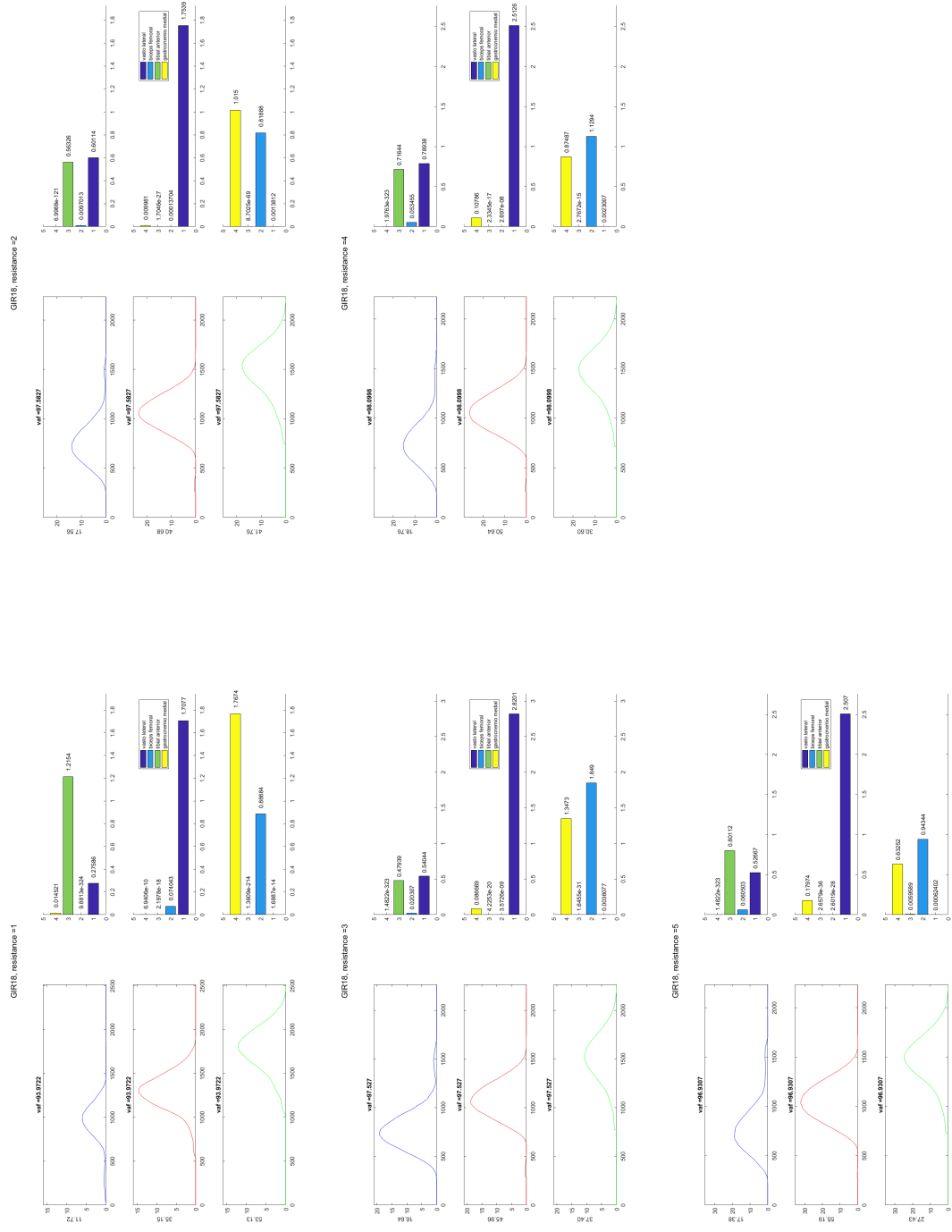


Tabla B.12: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR18.

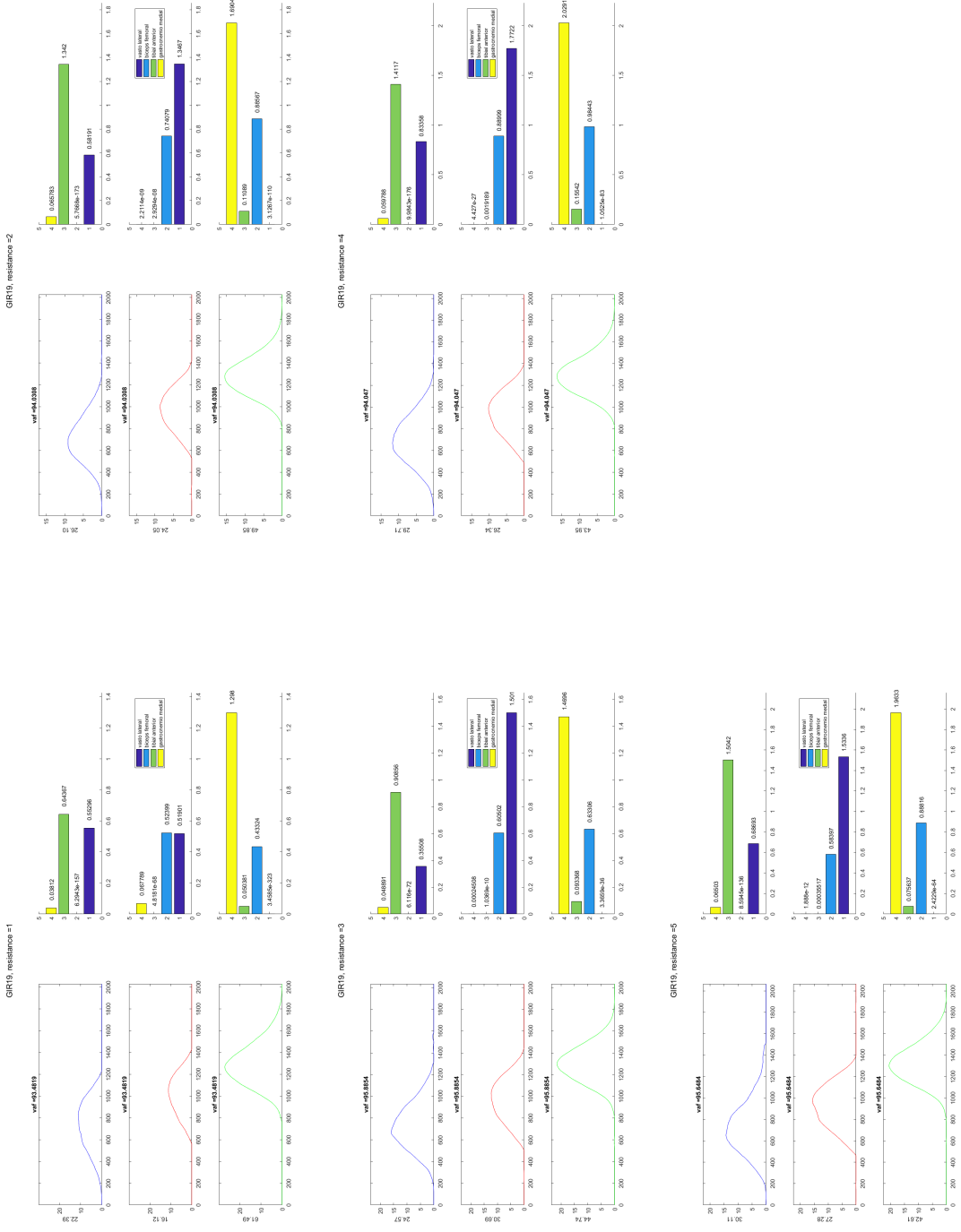


Tabla B.13: Imágenes de las sinergias para cada nivel de resistencia del usuario GIR19.



## C. Anexo III: Gráficos tipo boxplot por usuario

En este anexo se muestran las gráficas obtenidas para los diferentes usuarios analizados. Se indicarán los datos en forma de diagrama de cajas, tanto de los porcentajes como de los pesos de cada uno de los músculos para las tres sinergias extraídas de las muestras junto a sus significancias, si las hubiera.

### C.1. Porcentaje de las sinergias

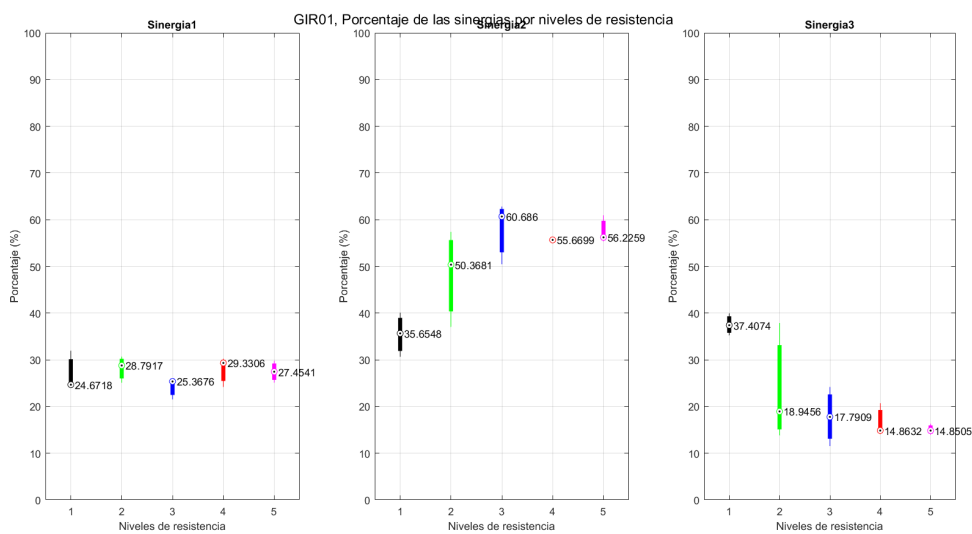


Figura C.1: Boxplot porcentajes para GIR01.

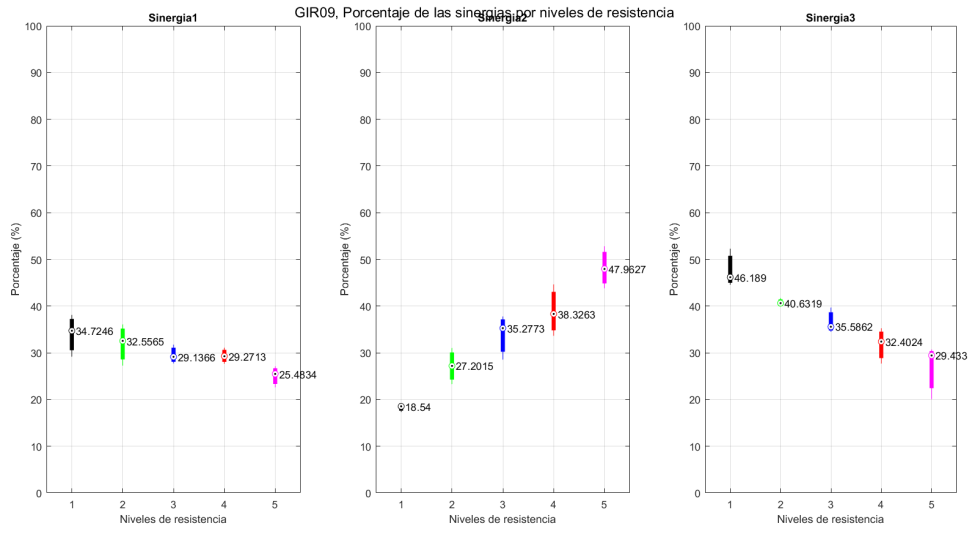


Figura C.2: Boxplot porcentajes para GIR09.

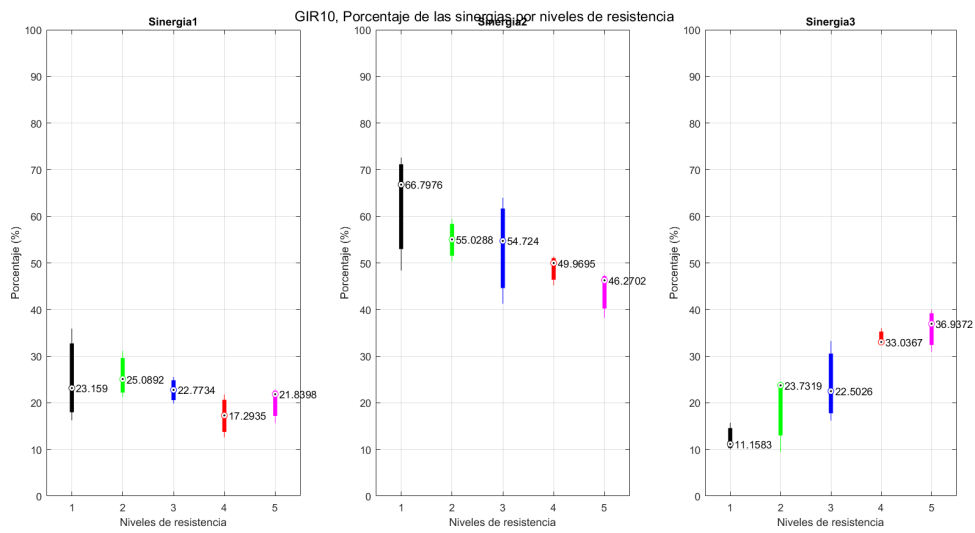


Figura C.3: Boxplot porcentajes para GIR10.

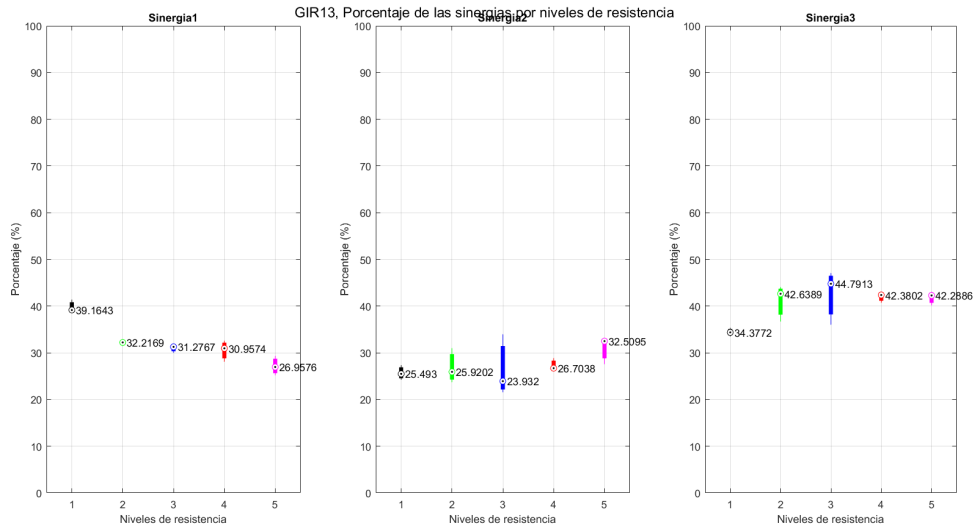


Figura C.4: Boxplot porcentajes para GIR13.

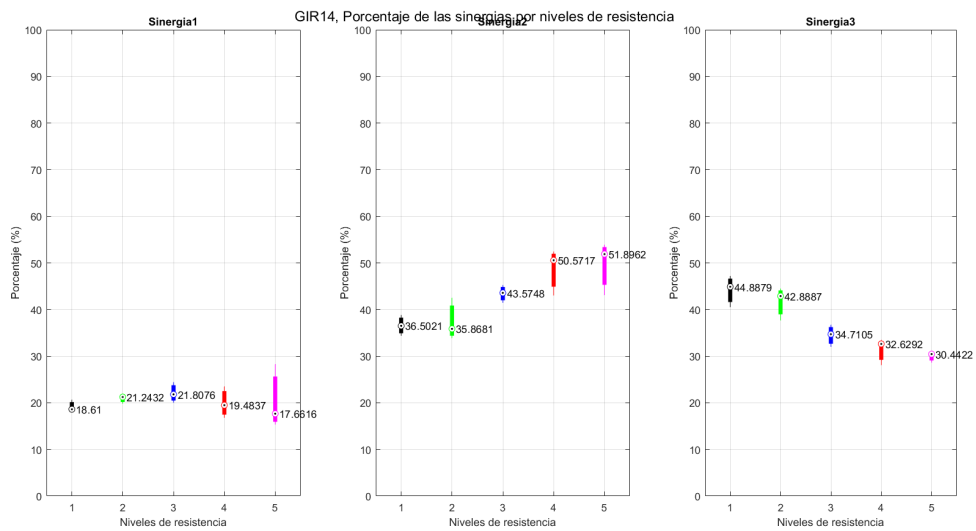


Figura C.5: Boxplot porcentajes para GIR14.

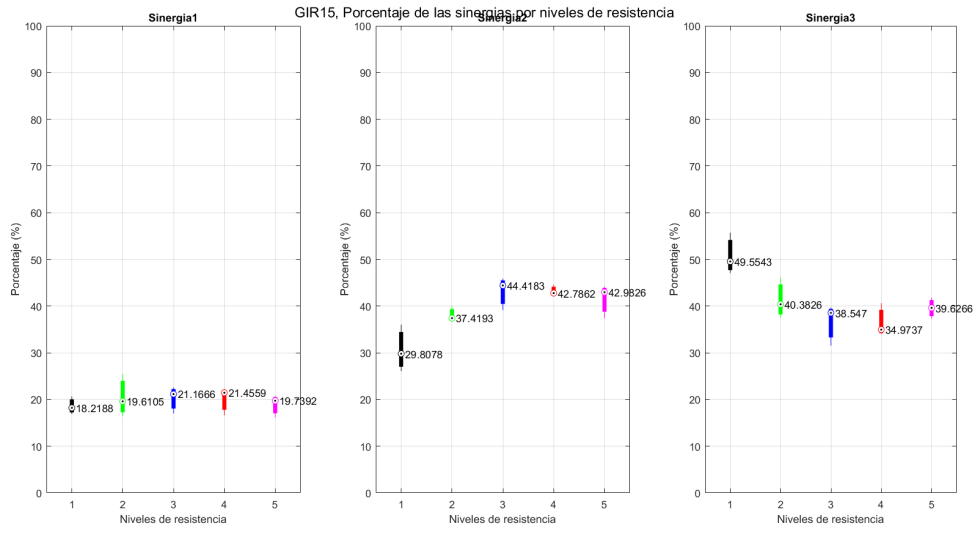


Figura C.6: Boxplot porcentajes para GIR15.

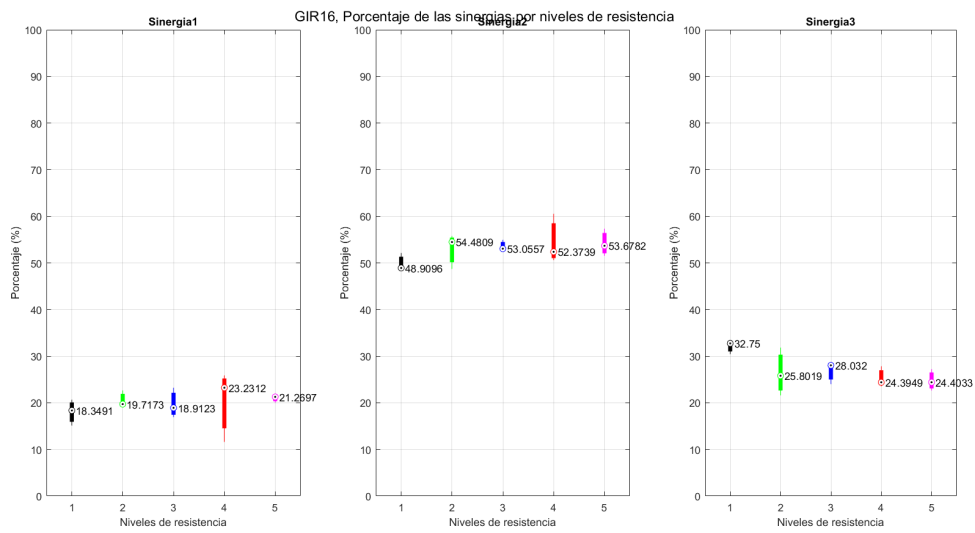


Figura C.7: Boxplot porcentajes para GIR16.

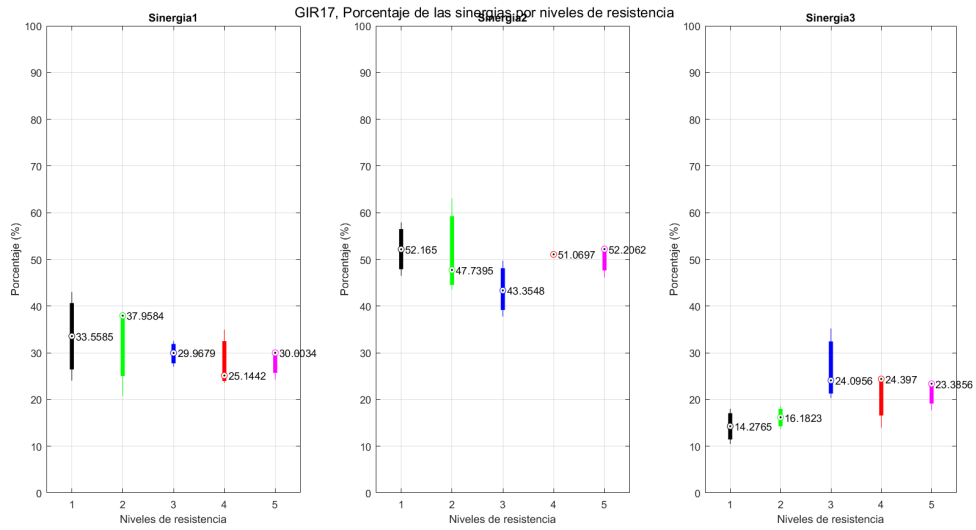


Figura C.8: Boxplot porcentajes para GIR17.

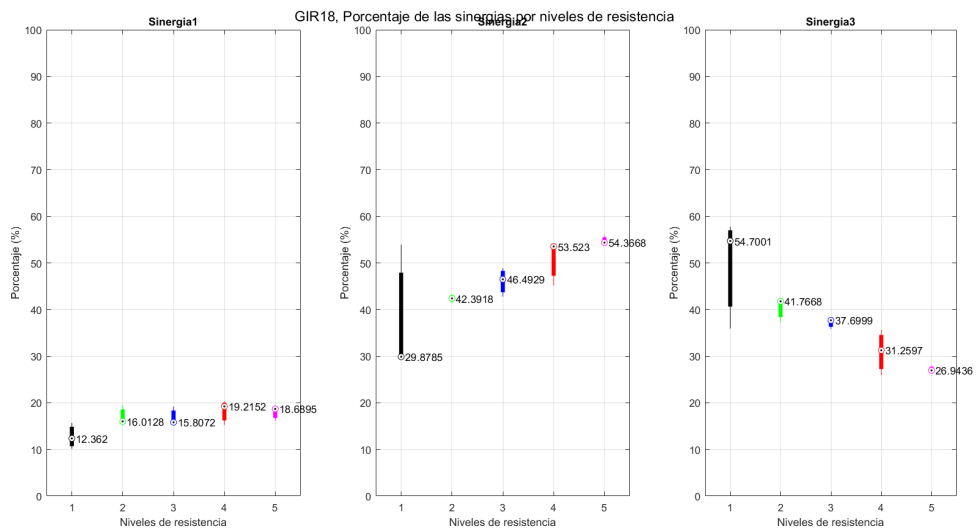


Figura C.9: Boxplot porcentajes para GIR18.

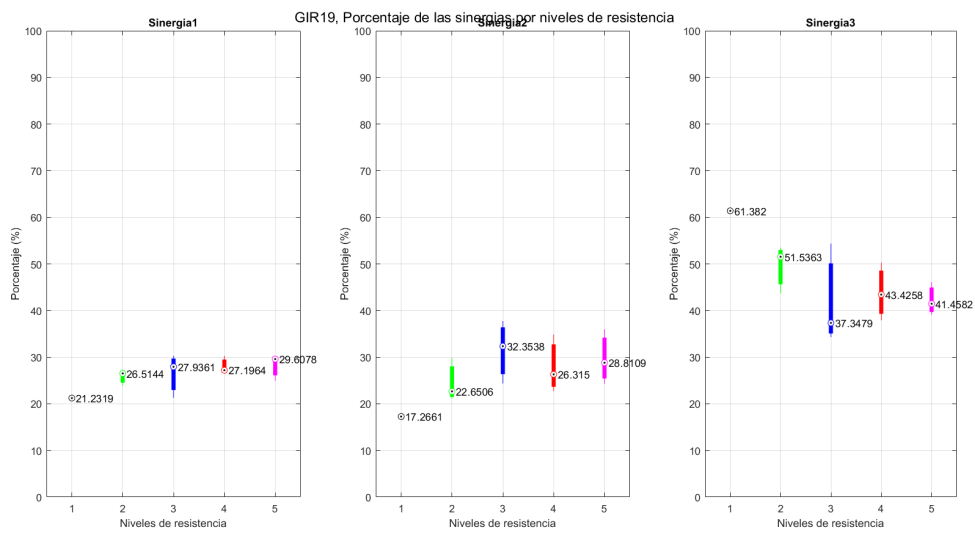
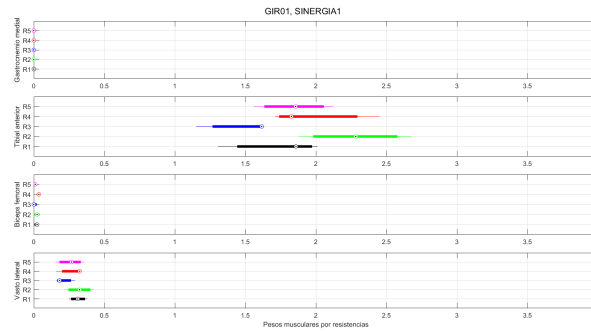
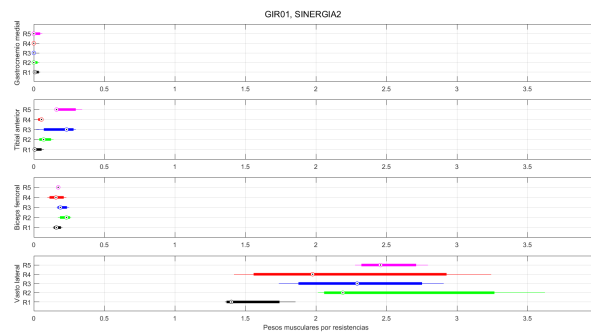


Figura C.10: Boxplot porcentajes para GIR19.

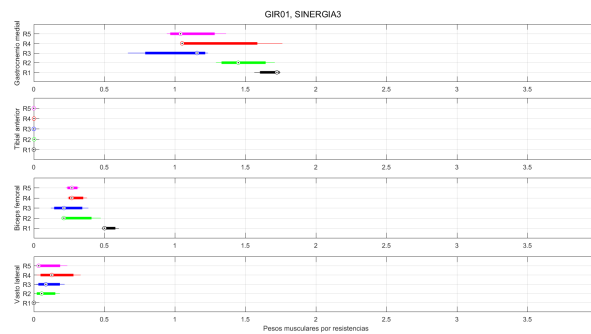
## C.2. Pesos musculares por sinergia



(a) Sinergia 1.

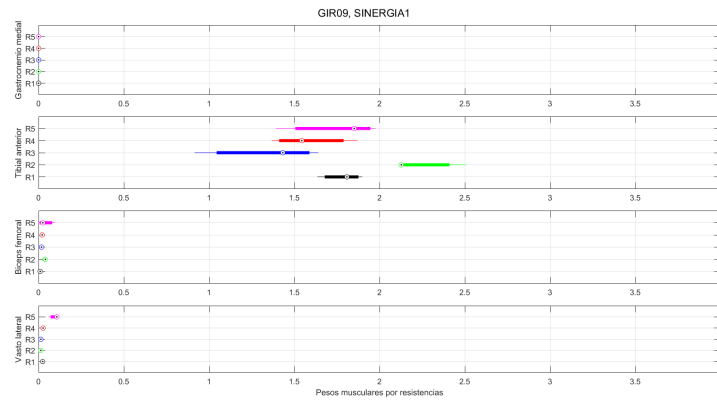


(b) Sinergia 2.

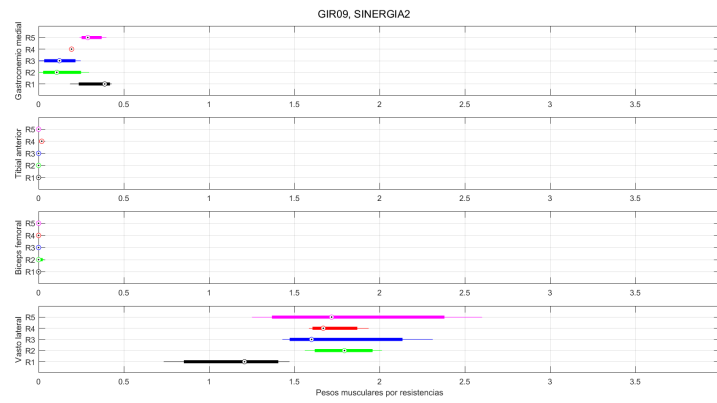


(c) Sinergia 3.

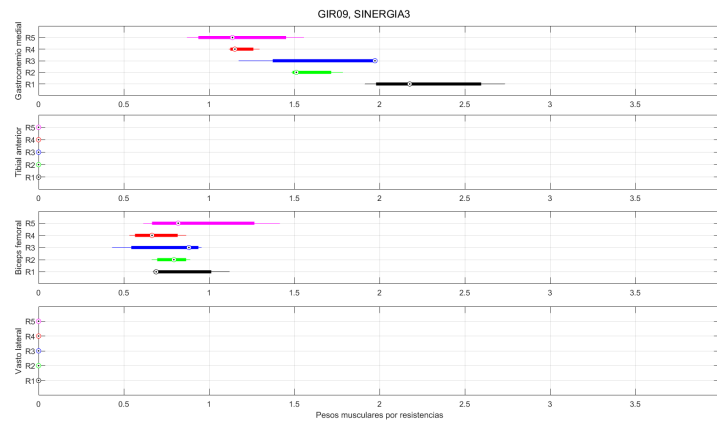
Figura C.11: Boxplot pesos para GIR01.



(a) Sinergia 1.



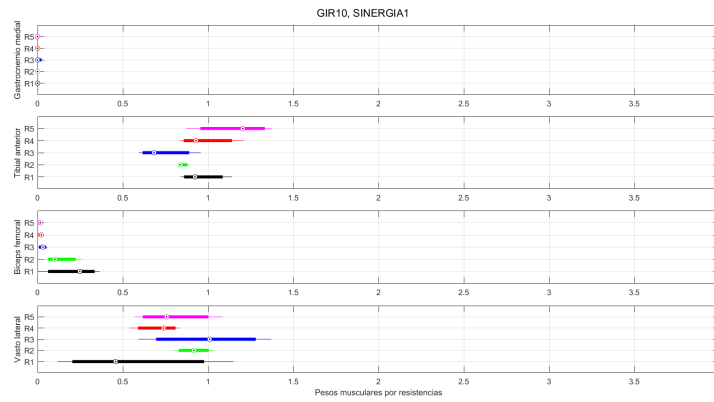
(b) Sinergia 2.



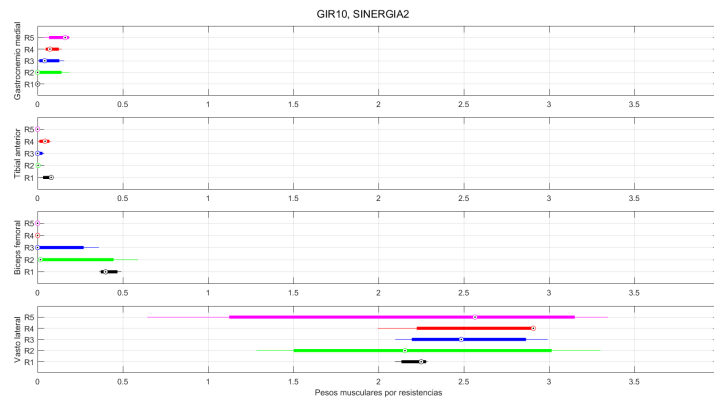
(c) Sinergia 3.

Figura C.12: Boxplot pesos para GIR09.

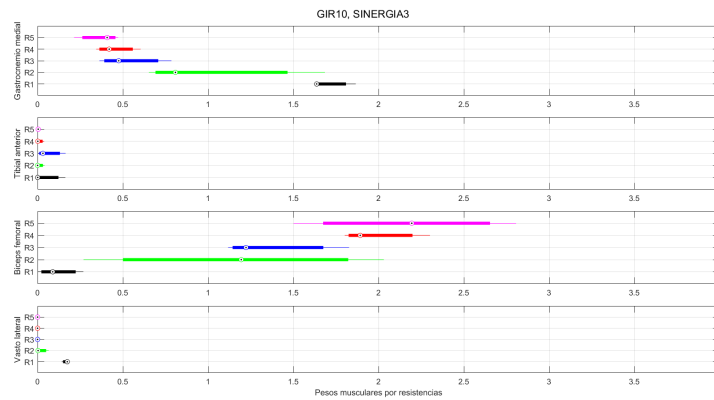




(a) Sinergia 1.

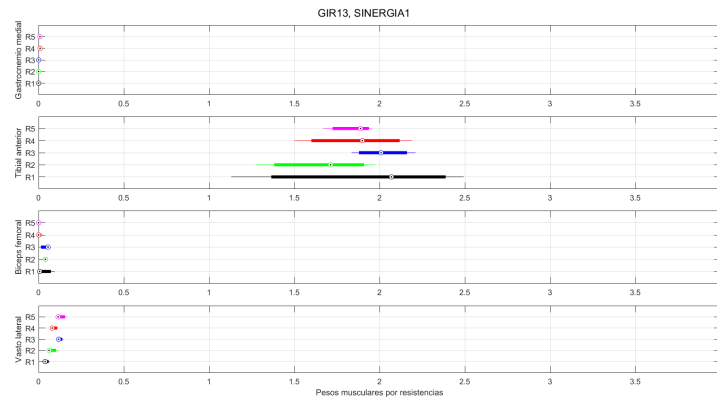


(b) Sinergia 2.

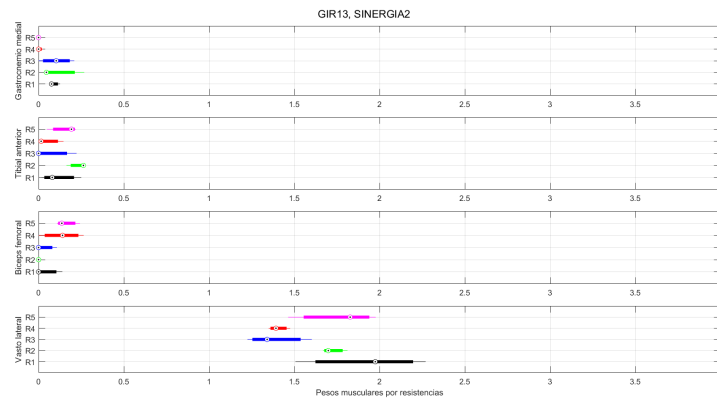


(c) Sinergia 3.

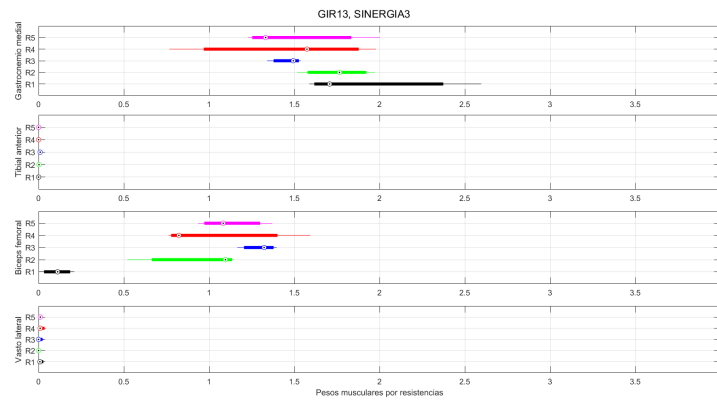
Figura C.13: Boxplot pesos para GIR10.



(a) Sinergia 1.

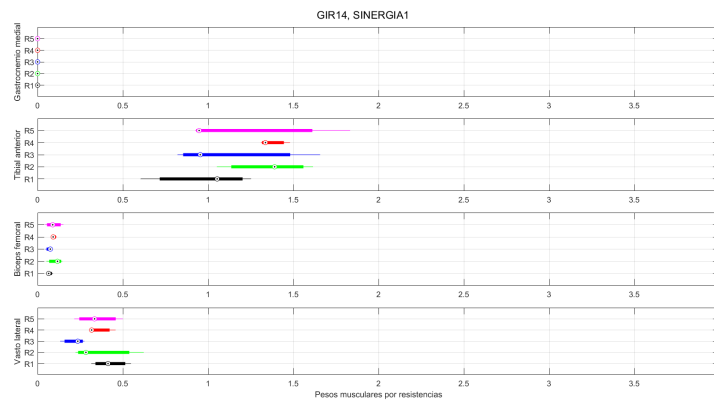


(b) Sinergia 2.

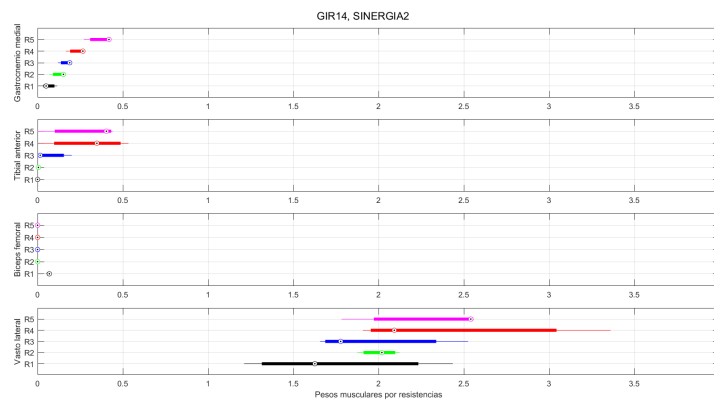


(c) Sinergia 3.

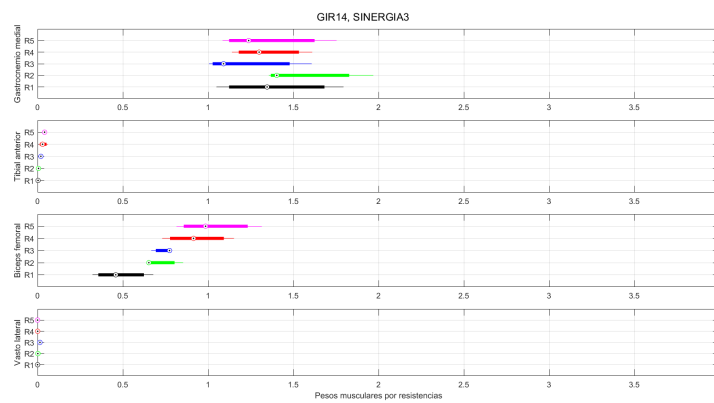
**Figura C.14:** Boxplot pesos para GIR13.



(a) Sinergia 1.

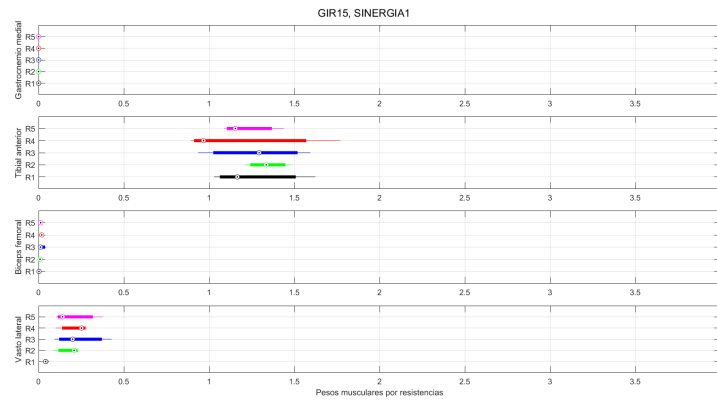


(b) Sinergia 2.

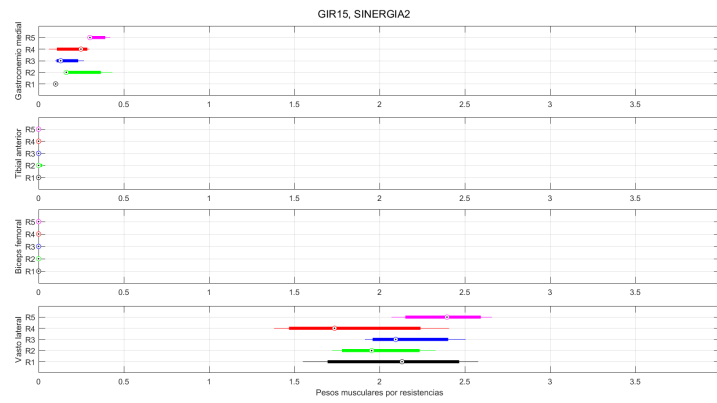


(c) Sinergia 3.

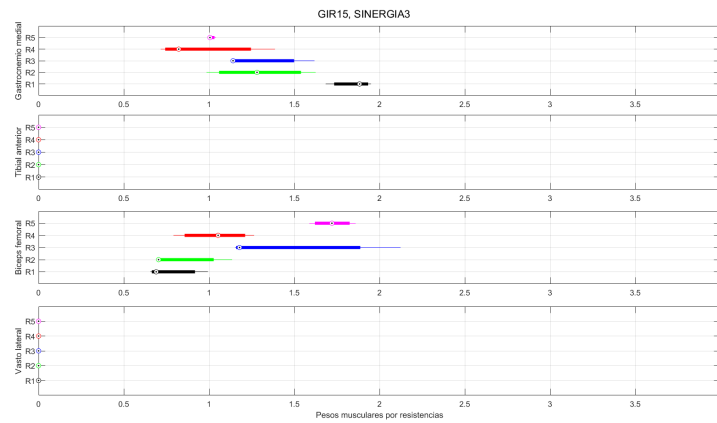
Figura C.15: Boxplot pesos para GIR14.



(a) Sinergia 1.

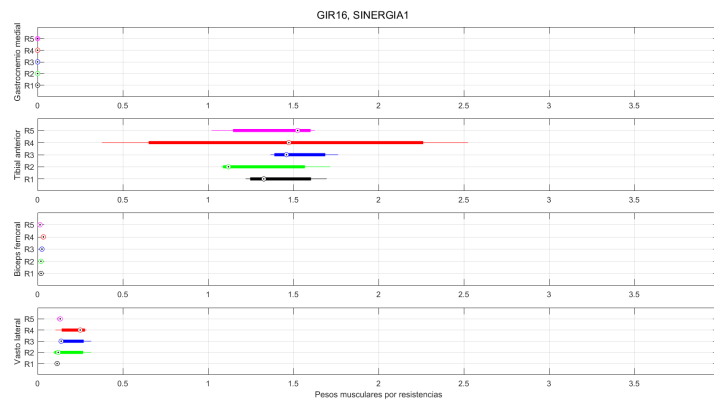


(b) Sinergia 2.

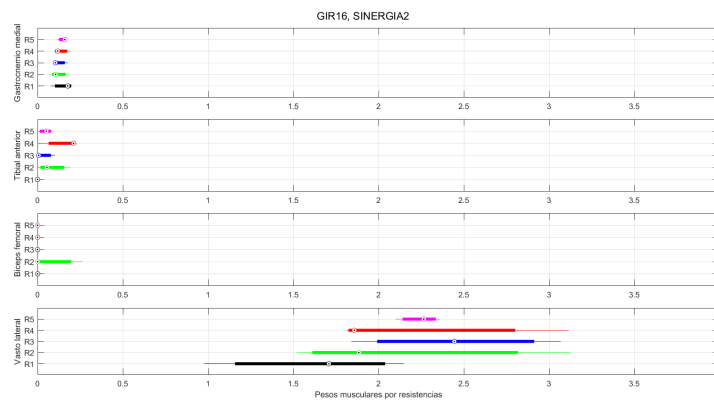


(c) Sinergia 3.

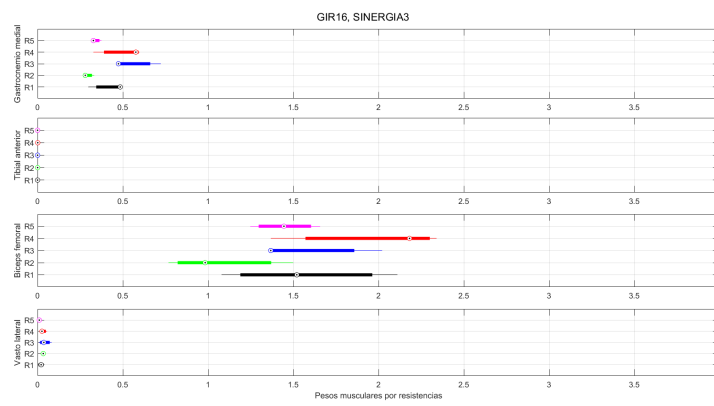
Figura C.16: Boxplot pesos para GIR15.



(a) Sinergia 1.

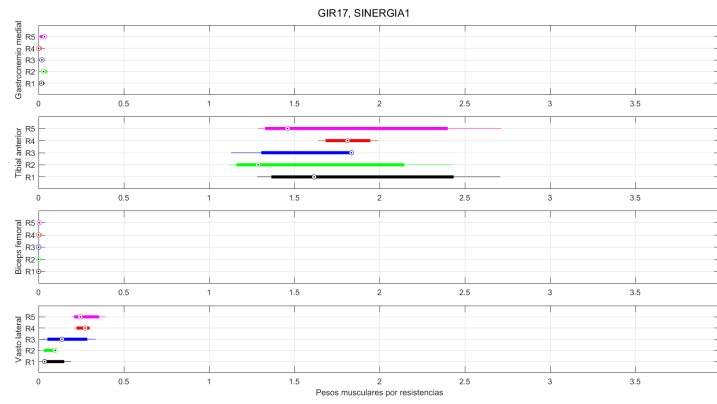


(b) Sinergia 2.

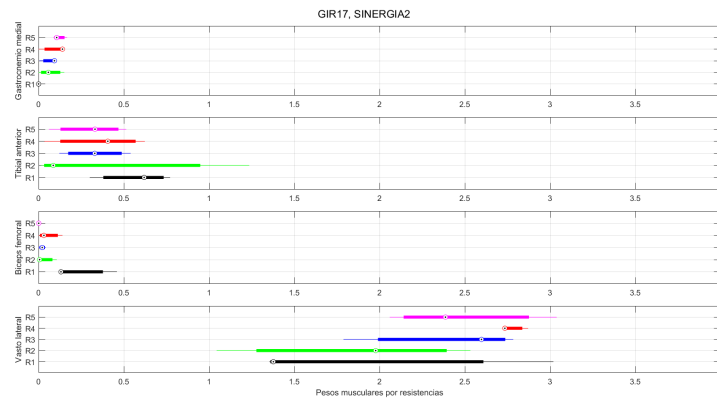


(c) Sinergia 3.

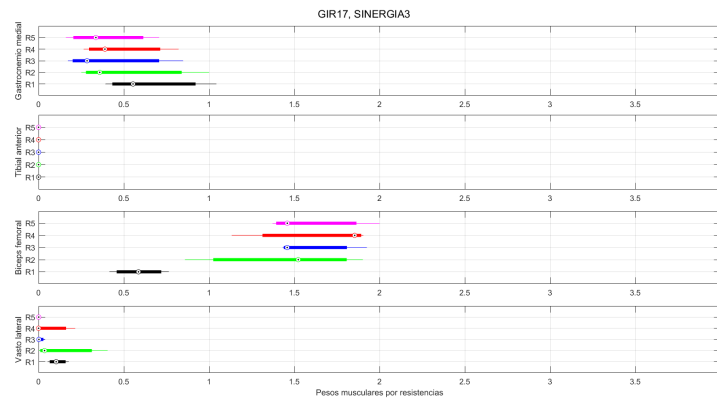
Figura C.17: Boxplot pesos para GIR16.



(a) Sinergia 1.

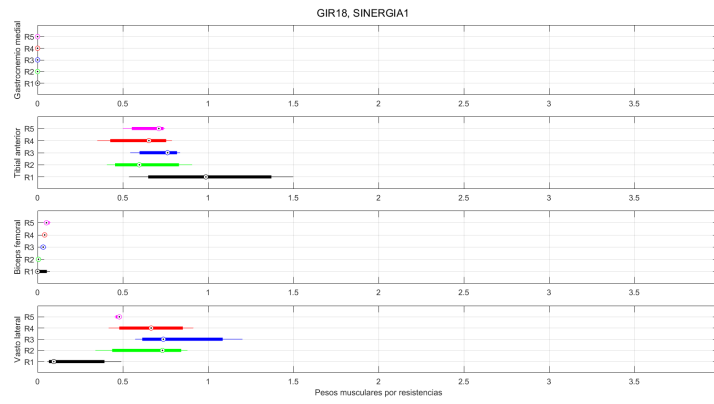


(b) Sinergia 2.

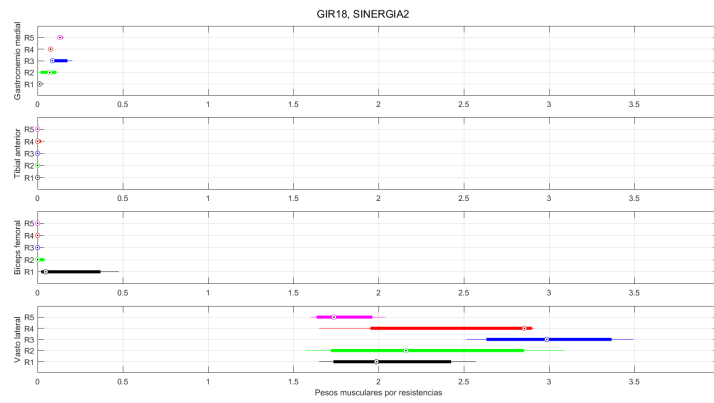


(c) Sinergia 3.

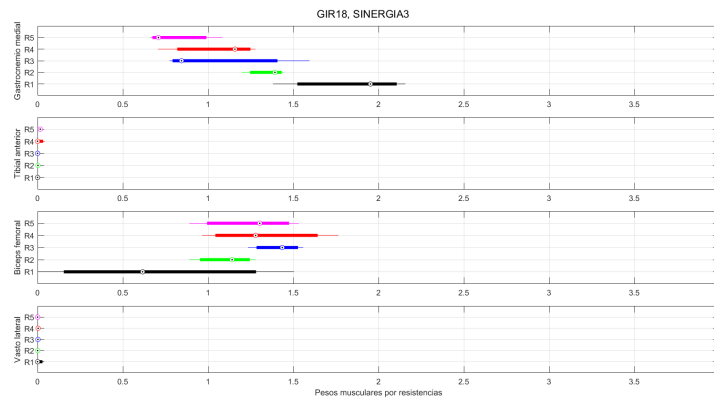
Figura C.18: Boxplot pesos para GIR17.



(a) Sinergia 1.

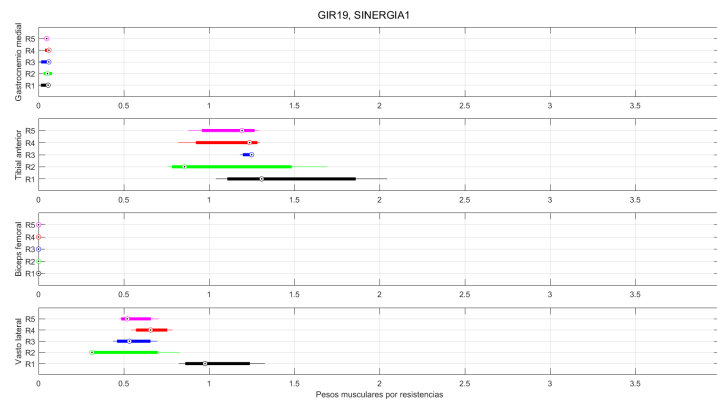


(b) Sinergia 2.

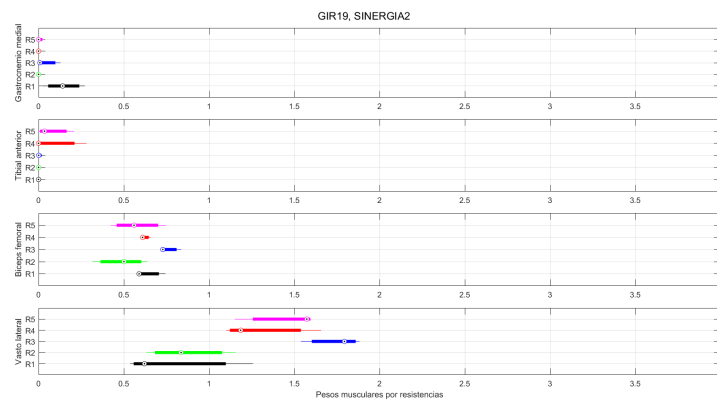


(c) Sinergia 3.

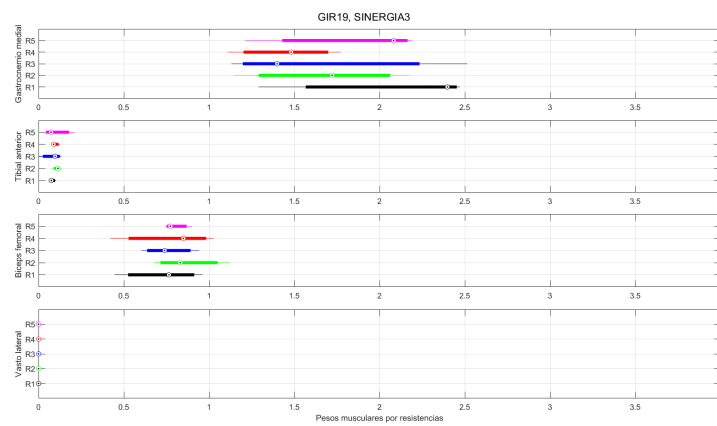
Figura C.19: Boxplot pesos para GIR18.



(a) Sinergia 1.



(b) Sinergia 2.



(c) Sinergia 3.

Figura C.20: Boxplot pesos para GIR19.