

Metodología para la valoración funcional en el rendimiento deportivo mediante una herramienta de feedback postural concurrente y un sistema de inteligencia artificial basado en reglas

Autor: Antonio Rivas Feal

Tesis doctoral UDC / 2019

Codirectores: Alejandro Pazos Sierra
 Juan Ramón Rabuñal Dopico

Programa de doctorado en Tecnologías de la Información y Comunicaciones



UNIVERSIDADE DA CORUÑA

D. ALEJANDRO PAZOS SIERRA y D. JUAN RAMÓN RABUÑAL DOPICO,

HACEN CONSTAR QUE:

La memoria de investigación “METODOLOGÍA PARA LA VALORACIÓN FUNCIONAL EN EL RENDIMIENTO DEPORTIVO MEDIANTE UNA HERRAMIENTA DE FEEDBACK POSTURAL CONCURRENTES Y UN SISTEMA DE INTELIGENCIA ARTIFICIAL BASADO EN REGLAS” ha sido realizada por D. ANTONIO JOSÉ RIVAS FEAL, bajo nuestra dirección en el Programa de Doctorado en TECNOLOGÍAS DE LA INFORMACIÓN Y LAS COMUNICACIONES , y constituye la Tesis que presenta para optar al Grado de Doctor de la Universidade da Coruña.

A Coruña, 19 de septiembre de 2019

Fdo: Dr. Alejandro Pazos Sierra

Director de Tesis

Fdo: Dr. Juan Ramón Rabuñal Dopico

Director de Tesis

AGRADECIMIENTOS

A mis directores de tesis

Es relativamente fácil aprovechar una oportunidad

Lo complicado es encontrar a quienes te la pongan al alcance de la mano

RESUMO

Este estudo pretende deseñar e construír un dispositivo que monitorice o desempeño da actividade de pedaleo en termos de control postural do grao de anteversión / retroversión da pelve.

Ademais, neste dispositivo está instalado un sistema de feedback de vibracións que se activará en base a un sistema de regras e proporcionará ao ciclista información para adoptar unha posición específica. O dispositivo permite rexistrar unha posición pélvica determinada e configurable en termos de tempo que o usuario debe estar fóra ou dentro desa posición para activar ou desactivar a vibración.

Finalmente, analízase a capacidade do ciclista para producir potencia nunha posición próxima á anteversión máxima. Para iso realízase unha avaliación funcional a 20 suxeitos cun protocolo de rampla incremental para determinar a potencia aeróbica máxima acadada. A súa posición está rexistrada ao longo da proba. Compárase entón a posición natural cunha posición próxima á anteversión máxima rexistrada anteriormente para cada suxeito. As variables de frecuencia cardíaca e frecuencia de pedaleo tamén se almacenan durante todas as avaliacións e están integradas co rexistro postural para completar a análise.

RESUMEN

En este estudio se pretende diseñar y construir un dispositivo que monitorice la realización de la actividad de pedaleo en lo que se refiere al control postural del grado de anteversión/retroversión de la pelvis.

Además se incluye en este dispositivo un sistema de feedback por vibración que se activará en función de un sistema de reglas y proporcionara la información al ciclista para que adopte una posición determinada. El dispositivo permite registrar una posición pélvica y es configurable en cuanto al tiempo que el usuario debe estar fuera o dentro de esa posición para activar o desactivar la vibración.

Por último se analiza la capacidad del ciclista para producir potencia en una posición próxima a la anteversión máxima. Para ello se realiza una valoración funcional a 20 sujetos con un protocolo incremental en rampa para determinar la potencia aeróbica máxima alcanzada y se registra su posición a lo largo del test. A continuación se compara su posición natural con una posición próxima a la anteversión máxima que previamente se registra para cada sujeto. También se obtienen las variables de frecuencia cardíaca y cadencia de pedaleo durante todas las valoraciones y se integran con el registro postural para completar el análisis.

ABSTRACT

This study aims to design and build a device that monitors the performance of pedaling activity in terms of postural control of the degree of back/forward tilted of the pelvis.

In addition, a vibration feedback system is installed on this device that will be activated based on a system of rules and will provide the cyclist with information to adopt a specific position. The device allows to register a pelvic position and is configurable in terms of the time that the user must be outside or inside that position to activate or deactivate the vibration.

Finally, the cyclist's ability to produce power in a position close to the maximum forward tilted is analyzed. For this, a functional assessment is carried out on 20 subjects with an incremental ramp protocol to determine the maximum aerobic power achieved. Pelvic position is recorded throughout the test. Cyclist natural position is then compared with a position close to the maximum forward tilted previously recorded for each subject. Heart rate and pedaling rate variables are also obtained during all assessments and are integrated with the postural record to complete the analysis.

PRÓLOGO

Desde su existencia el ser humano ha tenido la curiosidad de medir. Desde la medida del tiempo a través de la observación del sol y la luna hasta la medida del número de pasos que recorremos cada día han transcurrido miles de años de desarrollo tecnológico, de avances en el conocimiento del hombre y su entorno y de, supuestamente, mejoras en la calidad de vida y el bienestar.

Con el transcurso del tiempo la medida ha cobrado tal protagonismo que la vida de la mayoría de las personas se rige por diferentes sistemas de medición. Medimos las horas, los minutos, los segundos de cada momento, medimos el precio de todo lo que nos rodea, medimos las distancias, las cantidades de la comida o las capacidades de diferentes contenedores.

Precisamente las actividades deportivas nacieron con el objetivo de comparar las mediciones y así las competiciones otorgaron una clasificación de las personas según diferentes sistemas de medida. Los deportistas lucharon siempre por invertir menos tiempo, llegar más lejos, aumentar los puntos o rebajar los records.

Los avances tecnológicos proporcionan, además de mayor bienestar, la posibilidad de medir más cosas o medir con más facilidad y precisión. Consecuentemente el ser humano ha aprovechado la oportunidad para dejarse llevar por esta dirección y organizar cada vez más su día a día en base a instrumentos de medida.

En el deporte, y particularmente en el ciclismo, esta corriente ha permitido no solo medir el resultado de la actividad sino también construir dispositivos que ayudaron a la preparación del deportista para lograr mejores resultados. Aparecieron los cronómetros personales, los velocímetros, los medidores de cadencia, los pulsómetros y tantos otros dispositivos que el deportista podía utilizar a diario. Pero también aparecieron los analizadores de lactato, los analizadores de gases e instrumentos ergométricos para realizar actividades como ciclismo, remo o carrera que permitían profundizar en la medida de las capacidades del deportista consideradas clave de su progreso y que requerían su presencia en un laboratorio y la supervisión de su entrenador, un experto en fisiología o un médico.

En los últimos años con el "arreón" tecnológico aparecen los GPS, los potenciómetros, los analizadores de la variabilidad cardíaca y tantas plataformas y aplicaciones que monitorizan las actividades deportivas (también aquellas no deportivas). Y de repente parece que el laboratorio se ha trasladado a la calle. Y la gran cantidad de datos que se manejan no supone ningún obstáculo para la integración de estos dispositivos en la actividad cotidiana de las personas.

Siempre quedará algo por medir pero...¿acaso ya tenemos la metodología y la tecnología para medir todo lo necesario?, ¿estamos midiendo todo lo necesario?.

En el proceso de enseñanza-aprendizaje, de igual manera que el docente trata de instruir al alumno para que amplíe su conocimiento sobre las cosas, el entrenador/monitor trata además de lograr que el pupilo ejecute movimientos con una técnica concreta y muchas veces con enorme precisión. Esta apasionante labor la realiza convirtiéndose en el gran facilitador de información (feedback). Realmente ¿qué otra cosa puede hacer el entrenador si el resto de las medidas están ya automatizadas?. Organizar, planificar y crear un ambiente de trabajo adecuado pueden ser algunas respuestas.

El caso es que mientras disponemos de una gran variedad de dispositivos para medir el "cuanto", poca tecnología trata de ayudar en el proceso de facilitación del feedback de ejecución técnica (medir el "como") y es la grabación en video el recurso más utilizado para que el entrenador pueda hacer valer sus consejos con un criterio que vaya más allá de su "ojo clínico".

La Inteligencia Artificial (IA) está irrumpiendo con enorme fuerza en todos los ámbitos de nuestra vida ya que nos permite dotar a dispositivos no biológicos de la posibilidad de tratar con conocimientos y no solo con datos e informaciones. Así se consigue añadir a dispositivos artificiales algunas características de los seres inteligentes.

Parece por tanto necesario el desarrollo de dispositivos tecnológicos que ayuden a medir posturas y movimientos, que ayuden a percibir, a memorizar patrones de movimiento, a aprender a sentir, a aprender a moverse,.... Serán de una inestimable ayuda para el aprendizaje de la técnica deportiva pero también del aprendizaje de

nuestras actividades cotidianas saludables y a buen seguro mejorarán nuestros retos deportivos y nuestra calidad de vida.

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS	5
RESUMO	7
RESUMEN	9
ABSTRACT	11
PRÓLOGO	13
ÍNDICE	16
ÍNDICE DE FIGURAS	19
ÍNDICE DE TABLAS	25
LISTA DE ABREVIATURAS	26
1. ESTADO DEL ARTE	28
1.1. CICLISMO, RENDIMIENTO Y SALUD	28
1.2. EQUIPAMIENTO	31
1.3. BIKE-FIT. GENERALIDADES	37
1.3.1. Recomendaciones para el ajuste de la bicicleta	47
1.4. DESCRIPCIÓN Y MOVIMIENTOS DE LA PELVIS	56
1.5. TIPOS DE AGARRES EN CICLISMO	58
1.6. RECOMENDACIONES SOBRE LA POSICIÓN DEL CICLISTA	60
1.7. MÉTRICA DEL RENDIMIENTO CICLISTA. LA POTENCIA.	76
1.8. VALORACIÓN FUNCIONAL DEL CICLISMO BASADA EN POTENCIA.....	77
1.8.1. Test de umbral funcional de potencia	78
1.8.2. Test de potencia aeróbica máxima	80
2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS	86
2.1. HIPÓTESIS DE PARTIDA:.....	86
2.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS:.....	86
3. MATERIAL Y MÉTODOS	87

3.1. CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO Y SU SOFTWARE (METODOLOGÍA ESPECÍFICA DE DESARROLLO DE SOFTWARE). ESPECIFICIDAD DEL DISPOSITIVO PARA ESTA MEDICIÓN.....	87
3.1.1. Algoritmo dirección coseno matriz (DCM).....	87
3.1.2. Descripción y funcionamiento del dispositivo.....	96
3.2. REALIZACIÓN DEL PROTOCOLO DE VALORACIÓN	107
3.2.1. Instrucción sobre movilidad pélvica	107
3.2.2. Colocación del dispositivo eBack	109
3.2.3. Colocación del pulsómetro.....	110
3.2.4. Medición antropométrica del sujeto y modificación de las medidas en la bicicleta ergométrica (bikefit).....	110
3.2.5. Realización del primer test de Potencia Aeróbica Máxima (PAM)	113
3.2.6. Realización del segundo test de Potencia Aeróbica Máxima (PAM)	115
3.3. OBTENCIÓN DE LAS REGLAS QUE RIGEN EL CONTROL DEL USO DEL DISPOSITIVO.....	117
4. RESULTADOS	118
4.1. ANÁLISIS DEL EFECTO EBACK	121
4.2. CAPACIDAD DE MEDICIÓN DEL DISPOSITIVO. IDENTIFICACIÓN DE SITUACIONES	122
4.3. CAPACIDAD DE INTERVENCIÓN DEL EBACK.....	123
4.4. ANÁLISIS DE POTENCIA MÁXIMA.....	123
4.5. RESÚMENES INDIVIDUALES	125
4.5.1. Sujeto 1.....	125
4.5.2. Sujeto 2.....	126
4.5.3. Sujeto 3.....	127
4.5.4. Sujeto 4.....	128
4.5.5. Sujeto 5.....	129

4.5.6.	Sujeto 6.....	131
4.5.7.	Sujeto 7.....	132
4.5.8.	Sujeto 8.....	133
4.5.9.	Sujeto 9.....	134
4.5.10.	Sujeto 10.....	135
4.5.11.	Sujeto 11.....	137
4.5.12.	Sujeto 12.....	138
4.5.13.	Sujeto 13.....	139
4.5.14.	Sujeto 14.....	140
4.5.15.	Sujeto 15.....	142
4.5.16.	Sujeto 16.....	143
5.	DISCUSIONES Y CONCLUSIONES	145
5.1.	SOBRE LAS POSIBILIDADES DE INTERVENCIÓN DEL DISPOSITIVO EN EL CONTROL POSTURAL	145
5.2.	SOBRE LA CAPACIDAD DEL DISPOSITIVO DE MEDIR LA POSICIÓN	145
5.3.	SOBRE LA ENTREGA DE POTENCIA EN DIFERENTES POSICIONES SOBRE LA BICICLETA	145
5.4.	SOBRE LA INFLUENCIA DE LA POSICIÓN PÉLVICA EN LA CADENCIA DE PEDALEO	146
5.5.	SOBRE LA INFLUENCIA DE LA POSICIÓN PÉLVICA EN SU ESTABILIDAD DURANTE EL PEDALEO	146
5.6.	SOBRE LA UTILIZACIÓN DEL DISPOSITIVO DURANTE LA REALIZACIÓN DE LA ACTIVIDAD	146
6.	FUTUROS DESARROLLOS.....	148
7.	REFERENCIAS	149

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Pulsómetro Polar para ciclismo	29
Figura 2: Evolución de los sistemas de control de la carga: velocímetro, pulsómetro y medidor de potencia.....	29
Figura 3: Bicicleta Cervelo Aero S5.....	32
Figura 4: Cuadro Cervelo Aero S2	33
Figura 5: Medidas para la determinación de la talla óptima de cuadro.....	33
Figura 6: Biela Shimano Dura-Ace.....	34
Figura 7: Potencia SL Speed Stem de Zipp.....	34
Figura 8: Componentes de la bicicleta	34
Figura 9: Relación de velocidad y potencia de pedaleo con diferentes posiciones del cuerpo ...	35
Figura 10: Datos obtenidos por un ciclocomputador (SRM)	36
Figura 11: Equipación de ropa para equipo Protour Giant Alpecin temporada 2016	36
Figura 12: Cascos, zapatillas y gafas para ciclismo.	37
Figura 13: Representación gráfica de las cadenas de palancas	37
Figura 14: Representación de las medidas relevantes para el sistema ciclista-bicicleta.....	38
Figura 15: Mediciones antropométricas	39
Figura 16: Medición según metodología de goniometría estática.....	39
Figura 17: Medición según metodología de goniometría dinámica	40
Figura 18: Medidas antropométricas básicas	41
Figura 19: Superposición de diferentes tallas de un mismo cuadro de bicicleta	41
Figura 20: Pedal plano	42
Figura 21: Pedal con rastral.....	42
Figura 22: Pedales automáticos de diferentes marcas comerciales	43
Figura 23: Pedal automático y cala colocada en zapatilla	43
Figura 24: Ajustadores de calas de diferentes marcas y modelos.....	44

Figura 25: Proceso del ajuste de calas.....	44
Figura 26: Ejemplo de biela y su dimensión	44
Figura 27: Sistema de transmisión de la bicicleta.	45
Figura 28: Cadencias recomendadas según la posición del cuerpo sobre la bicicleta	46
Figura 29: Medida de la altura del sillín	47
Figura 30: Puntos para situar marcadores	48
Figura 31: Puntos para situar marcadores	48
Figura 32: Ángulos de la cadena de propulsión	48
Figura 33: Ángulo de la rodilla. Rangos máximo y mínimo.....	49
Figura 34: Ángulo del torso	50
Figura 35: Ángulo del pie (90°)	51
Figura 36: Ángulo del pie (180°).....	51
Figura 37: Puntos para situar marcadores	51
Figura 38: Distancia rodilla-pedal.....	52
Figura 39: Ángulo del brazo	52
Figura 40: Ángulo del hombro	53
Figura 41: Ubicación de los marcadores para la medición del ángulo del hombro	53
Figura 42: Distancia entre sillín y manillar.....	53
Figura 43: Retroceso del sillín.....	54
Figura 44: Medición de la longitud del fémur	54
Figura 45: Alineación entre rodilla y biela	55
Figura 46: Efectos de la longitud entre el sillín y el manillar en la capacidad de generar potencia	55
Figura 47: Movimientos de la pelvis	56
Figura 48: Anteversión.....	57
Figura 49: Retroversión	57
Figura 50: Anteversión y flexión de tronco.....	58

Figura 51: Agarre a barra lateral.....	59
Figura 52: Agarre a barra central.....	59
Figura 53: Agarre a la caída.....	59
Figura 54: Acople parcial.....	60
Figura 55: Acople parcial.....	60
Figura 56: Consecuencias de la postura correcta.....	61
Figura 57: Diferentes posturas sobre la bicicleta.....	62
Figura 58: Partes anatómicas implicadas en la posición de la pelvis.....	63
Figura 59: Movilidad pélvica y posición ciclista.....	64
Figura 60: Movilidad pélvica y core.....	64
Figura 61: Musculatura del core.....	65
Figura 62: Musculatura extensora de la cadera.....	65
Figura 63: Musculatura y ciclo de pedaleo.....	66
Figura 64: Posición incorrecta. Visión lateral (agarre a la caída).....	66
Figura 65: Posición incorrecta. Visión lateral (agarre a la barra).....	67
Figura 66: Posición incorrecta. Visión posterior (agarre a la barra).....	67
Figura 67: Posición correcta. Visión lateral (agarre a la caída).....	68
Figura 68: Posición correcta. Visión lateral (agarre a la barra).....	68
Figura 69: Posición correcta. Visión posterior (agarre a la barra).....	68
Figura 70: Posición correcta. Visión lateral. Pedaleo de pie (agarre a la barra).....	69
Figura 71: Diferencia entre posición correcta e incorrecta.....	69
Figura 72: Diferencia entre posición correcta e incorrecta.....	70
Figura 73: Diferencia entre posición correcta e incorrecta.....	70
Figura 74: Ejercicios posturales relacionados con la posición ciclista.....	70
Figura 75: Relación entre errores posturales de actividades cotidianas y deportivas.....	71
Figura 76: Pedaleo con excesiva flexión pélvica.....	72
Figura 77: Posición hipercifótica.....	72

Figura 78: Pelvis en retroversión con cifosis.....	73
Figura 79: Pelvis en anteversión con lordosis	73
Figura 80: Pelvis neutra con alineación de espalda	73
Figura 81: Espalda alineada	74
Figura 82: Pelvis en retroversión con cifosis.....	74
Figura 83: Pelvis en anteversión con glúteos e isquios armados.....	75
Figura 84: Pelvis en anteversión con glúteos e isquios armados (ciclista de pie).....	75
Figura 85: Método trifásico de zonas de entrenamiento	76
Figura 86: Sweet Spot	80
Figura 87: Protocolo de ejercicio que permite poner de manifiesto la relación entre el consumo de oxígeno y el aumento de la velocidad de carrera en bloques de tres minutos	81
Figura 88: Protocolo en escalón vs protocolo en rampa	82
Figura 89: Protocolo en rampa	83
Figura 90: Esquema de la implementación del algoritmo DCM en el dispositivo de control postural.....	95
Figura 91: Visión externa del primer prototipo de eBack	96
Figura 92: Detalles internos del primer prototipo de eBack.....	96
Figura 93: Versión mejorada del dispositivo eBack	97
Figura 94: Prototipo final del dispositivo eBack.....	97
Figura 95: Elementos del prototipo final del dispositivo eBack	98
Figura 96: Detalles de pulsadores del prototipo final del dispositivo eBack.....	98
Figura 97: eBack utilizado para este estudio	99
Figura 98: Diseño de los elementos del dispositivo eBack.....	100
Figura 99: Adhesivos para la colocación de los sensores	101
Figura 100: Colocación estándar del eBack	101
Figura 101: Detalles de la unidad central del eBack.....	102
Figura 102: Almacenamiento interno en el eBack	102

Figura 103: Movimientos monitorizados por cada sensor del eBack.....	103
Figura 104: Ventana de monitorización del movimiento de rotación anteroposterior	103
Figura 105: Visualización de los resultados que presenta como salida el dispositivo eBack	104
Figura 106: Basculación pélvica sentado en fitball	108
Figura 107: Basculación pélvica sobre la bicicleta	108
Figura 108: Ubicación del hueso sacro	109
Figura 109: Colocación del eBack (cinturon y sensor)	109
Figura 110: Ubicación del eBack y la banda del pulsómetro.....	110
Figura 111: Representación de las medidas relevantes para el sistema ciclista-bicicleta	111
Figura 112: Medición de la altura de la entropierna	112
Figura 113: Medición de la longitud del fémur.....	112
Figura 114: Localización de punto articular del hombro.....	113
Figura 115: Pantalla de Cardgirus con gráficas de potencia, cadencia y frecuencia cardíaca ..	114
Figura 116: Gráfica de registro (eBack) del grado de retroversión pélvica.....	115
Figura 117: Gráfica de registro (eBack) del grado de retroversión pélvica con limitación por eBack.....	115
Figura 118: Evolución del grado de retroversión pélvico durante el segundo test	119
Figura 119: Evolución del grado de retroversión desde ANTMAX en la fase de calentamiento/adaptación postural.....	119
Figura 120: Pantalla del ordenador en Cardgirus con potencia y cadencia	120
Figura 121: Gráfica de frecuencia cardíaca extraída de Garmin Connect.....	120
Figura 122: Frecuencia cardíaca vs cadencia de pedaleo.....	121
Figura 123: Identificación de tipos de agarres.....	122
Figura 124: Identificación de tipos de agarres.....	123
Figura 125: Resumen de valoración individual sujeto 1	125
Figura 126: Resumen de valoración individual sujeto 2	126
Figura 127: Resumen de valoración individual sujeto 3	127

Figura 128: Resumen de valoración individual sujeto 4 128

Figura 129: Resumen de valoración individual sujeto 5 129

Figura 130: Resumen de valoración individual sujeto 6 131

Figura 131: Resumen de valoración individual sujeto 7 132

Figura 132: Resumen de valoración individual sujeto 8 133

Figura 133: Resumen de valoración individual sujeto 9 134

Figura 134: Resumen de valoración individual sujeto 10 135

Figura 135: Resumen de valoración individual sujeto 11 137

Figura 136: Resumen de valoración individual sujeto 12 138

Figura 137: Resumen de valoración individual sujeto 13 139

Figura 138: Resumen de valoración individual sujeto 14 140

Figura 139: Resumen de valoración individual sujeto 15 142

Figura 140: Resumen de valoración individual sujeto 16 143

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Clasificación de las molestias en el ciclista según las cadenas de palancas.....	38
Tabla 2: Tallas de bicicleta	42
Tabla 3: Tamaño de biela según altura del ciclista.....	44
Tabla 4: Cuadro de los desarrollos en una bicicleta de carretera	46
Tabla 5: Rangos goniométricos de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo	49
Tabla 6: Ajuste del retroceso del sillín	55
Tabla 7: Protocolo para la obtención del FTP	79
Tabla 8: Determinación de las Zonas de Entrenamiento para Ciclista con base al FTP.....	79
Tabla 9: Definición de zonas de entrenamiento de la resistencia y su relación con referencias de test	84
Tabla 10: Métodos de entrenamiento de la resistencia y su relación con referencias de test....	85
Tabla 11: Resultados de retroversión pélvica y potencia máxima	118

LISTA DE ABREVIATURAS

ANTMAX	Anteversión máxima
B	Longitud horizontal del cuadro
DCM	Dirección Coseno Matriz
Dp	Nº de dientes del piñón elegido
DP	Nº de dientes del plato delantero
FCMax	Frecuencia cardíaca máxima
FTP	Functional Threshold Power
H	Estatura del ciclista
HE	Altura de la entrepierna
HT	Altura trocantérea
IA	Inteligencia artificial
Limite RET	Límite de retroversión desde la anteversión máxima
PAM	Potencia aeróbica máxima
PR	Perímetro de la rueda
RPMed	Retroversión pélvica media
SRM	Schoberer Rad Messtechnik
SSEE	Sistemas expertos

1. ESTADO DEL ARTE

1.1. CICLISMO, RENDIMIENTO Y SALUD

En poco tiempo el ciclismo como deporte de rendimiento y como actividad física ha dado un cambio sustancial desde el punto de vista tecnológico y esto se ha reflejado en el control del entrenamiento. Este cambio ha sido tal que hace tan sólo algunos años se entrenaba sin ningún sistema de control, en lo que en el argot ciclista se conoce cómo "entrenar por sensaciones".

Poco a poco aparecieron los primeros sistemas de control de entrenamiento, como los cuentakilómetros, que los primeros preparadores utilizaban para programar los entrenamientos por horas o por kilómetros, sin fijarse apenas en otros aspectos del rendimiento.

Años más tarde, y como una auténtica revolución en cuanto a la cuantificación, aparece el pulsómetro. Un ejemplo de lo que venimos desarrollando son estas palabras de Pedro Delgado (s.f.) "Perico", ciclista profesional entre 1982 y 1994, y ganador de un Tour de Francia y 2 Vueltas a España:

Recuerdo mi primera época como corredor profesional y llegaba el momento de hacer series. La hoja marcaba hacer tantos kilómetros al 70%, las de subida al 80 o 90%. El problema estaba en que no sabías medir de una manera objetiva el nivel de esfuerzo y dependía más de las ganas de machacarte ese día, para hacerla más o menos exigentes. Esto ha pasado a la historia gracias a los pulsómetros, con estos aparatos se tiene en todo momento información de tu ritmo cardiaco y por lo tanto del nivel de exigencia con certeza a un nivel determinado. Lo único que has de conocer son tus umbrales aeróbicos y anaeróbicos.



Figura 1: Pulsómetro Polar para ciclismo (Delgado, s.f.)

Este aparatito no deja de ser un reloj y desde finales de los años 80 ha facilitado la preparación física en la alta competición, en la mayoría de las disciplinas competitivas. Su coste se ha ido abaratando y hoy es un uso muy normal para una persona que practica regularmente algún deporte y quiere controlar su nivel de esfuerzo. El pulsómetro va acompañado con una cinta que se coloca alrededor del pecho, con el sensor a la altura del corazón. Este sensor recoge y amplía los latidos del corazón para enviarlo al reloj en una frecuencia determinada. El sensor es conveniente mojarlo un poco al inicio del ejercicio (con saliva vale), hasta llegada la fase de sudoración, para ayudarle a captar mejor los latidos del corazón. El reloj, lo más lógico es colocarlo en el manillar para una mejor visión de los datos.

A finales de los años 80 el alemán Ulrich Schoberer, en la búsqueda de cuantificar la carga de entrenamiento de una manera objetiva, diseña el primer medidor de potencia, SRM. Pionero y conocido por todos, provocó una gran revolución en el mundo del ciclismo en ruta. (Clemitson, 2017).



Figura 2: Evolución de los sistemas de control de la carga: velocímetro, pulsómetro y medidor de potencia (Sintoni, 2014).

Pero no es hasta finales de la primera de la década de los 2000, cuándo empiezan a aparecer masivamente en el mercado, ofreciéndose distintas posibilidades de medición, con sensores colocados en bielas, ruedas o en los pedales, considerándose, hoy en día, como un artilugio muy válido y fiable para cuantificar la carga, a través de la potencia entregada.

Ya en 1996, Edmund R. Burke (citado en Sanchís, 2015) afirmaba que “el potenciómetro era el instrumento más valioso, que todavía estaba por extenderse” y, ciertamente no se equivocaba, ya que hoy en día los potenciómetros son una herramienta indispensable para cualquier equipo ciclista de élite y para muchos deportistas amateurs o aficionados.

En la misma línea Alcalde (2011), autor de importantes libros sobre ciclismo afirma que “Para cualquier ciclista medianamente competitivo la inversión en un medidor de potencia es sin duda la forma más efectiva de mejorar el rendimiento, ya que nos ofrecen una información realmente precisa sobre sus capacidades”, y ofrece una serie de beneficios:

- Registro del entrenamiento: nos permiten llevar un registro muy preciso de la carga de entrenamiento realizado, tanto desde el punto de vista cardiovascular (pulsaciones) como muscular (vatios).
- Añade información a los datos de frecuencia cardiaca.
- Identificación de los cambios en el estado de forma. Tener la posibilidad de saber si somos capaces de producir más o menos vatios en un periodo de tiempo determinado, es una de las posibilidades más interesantes que nos ofrecen los medidores de potencia.
- Aumenta la motivación para los entrenamientos de calidad. Hay un objetivo claro que cumplir.
- Mejor ajuste de la carga de entrenamiento para intensidades altas.
- Es una ayuda para regular la intensidad del esfuerzo.
- Interacción con un entrenador o con otros ciclistas. En los casos de entrenar con un entrenador, con el registro de los datos de potencia el seguimiento de los entrenamientos, y por lo tanto de la carga de trabajo y de las intensidades

alcanzadas, serán una gran ventaja para que el entrenador pueda realizar mejor su labor.

Allen y Coggan (2010), pioneros en el entrenamiento por potencia, afirman que la medición de la potencia permite controlar de manera objetiva el rendimiento y valoración de la intensidad del ciclista sin el retardo de la frecuencia cardíaca, o incluso en la velocidad. Además, medir regularmente la potencia en los entrenamientos y en especial durante las carreras ofrece un indicador directo de la eficacia del entrenamiento, y por lo tanto permite ajustar continuamente la planificación para lograr los máximos resultados.

En *The science of the stages* (s.f.) un medidor de potencia es la herramienta perfecta para entender cómo progresa el rendimiento y fatiga de un ciclista. En pocas palabras, "si usted quiere saber cómo lo está haciendo, compruebe su potencia".

Los motivos para escoger entrenar en ciclismo con un potenciómetro se pueden agrupar en cuatro grandes bloques, tal y como nos indican Allen y Coggan (2010). Éstos son:

- Conocerse a sí mismo
- Trabajar en equipo
- Dar un enfoque específico al entrenamiento
- Alcanzar el máximo rendimiento

1.2. EQUIPAMIENTO

El equipamiento tiene gran importancia a la hora de practicar y sobre todo entrenar. Con la bicicleta adecuada, el material auxiliar necesario y una ropa funcional que se adapte a las respectivas condiciones meteorológicas tendremos unas buenas herramientas para un entrenamiento ciclista. A continuación se explican algunas generalidades sobre el equipamiento.

La bicicleta de carretera, en su geometría clásica, es un desarrollo francés, alemán e inglés de finales de siglo XIX. Las disciplinas mountain bike, triatlón y ciclocross han dado origen a las innovaciones más decisivas. En el mercado han ido apareciendo nuevos materiales más duraderos y ligeros para el cuadro y los componentes, nuevos desarrollos técnicos tales como el cambio electrónico, los

desarrollos de once coronas o los frenos de disco, en definitiva, la aplicación de la tecnología a la bicicleta. (Navarro, 2010).



Figura 3: Bicicleta Cervelo Aero S5. www.cervelo.com

Tanto Navarro (2010) como López (s.f.) coinciden en que lo más importante a la hora de elegir una bicicleta de competición es el "cuadro", adaptado a las medidas del cuerpo y el ajuste de una posición de asiento óptima. El cuadro es el corazón de la bicicleta. Pero López (s.f.) va más allá cuando incide en que el tamaño de cuadro y la geometría de mismo tienen una influencia decisiva en las características de conducción y determinan también las diferentes posiciones en el sillín. Un buen cuadro se caracteriza por ser construido con materiales de alta calidad (carbono), con buen acabado, una alta resistencia a la torsión, con poco peso, así como con un diseño optimizado en cuanto al aspecto aerodinámico.



Figura 4: Cuadro Cervelo Aero S2. www.cervelo.com

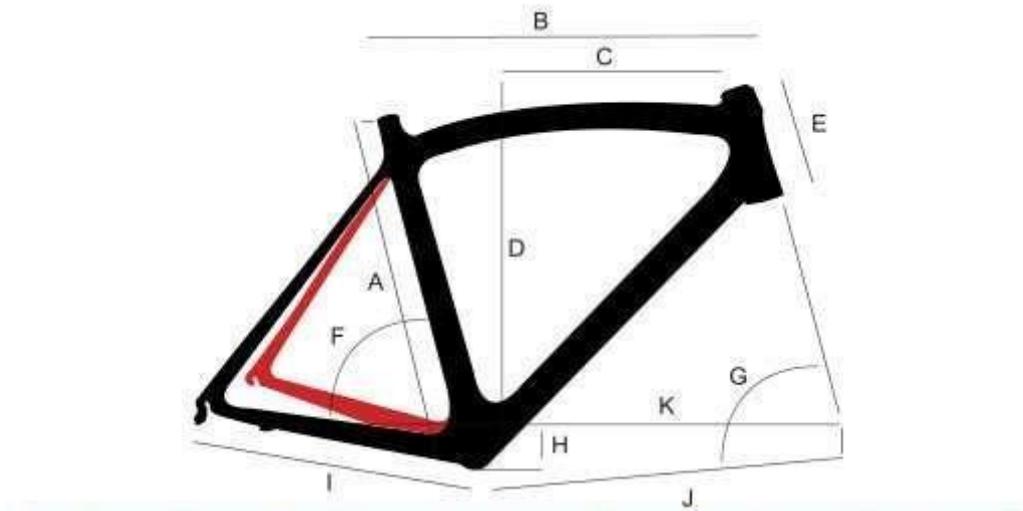


Figura 5: Medidas para la determinación de la talla óptima de cuadro. www.devotabikes.com

El tubo superior (B) y el tubo del sillín (A) determinan básicamente la talla del cuadro. La altura del cuadro se mide desde el centro del eje pedalier hasta el borde superior del tubo del sillín o hasta la intersección de la horizontal del tubo superior con el tubo del sillín. La altura del asiento depende de la altura de la entrepierna respecto al suelo y se determina a partir de la longitud del tubo del sillín, la tija y de las bielas. Esta altura se mide desde el canto superior del sillín hasta los pedales en posición "abajo". (Piednoir, Meunier & Pauget, 2000).

Las bielas que se utilizan normalmente en ciclismo de ruta son de 170 a 175 mm. Cuánto más corta sea la biela, más fuerza requerirá (Castellote, 1986). Fundamentalmente se suelen montar bielas más largas en las ascensiones y en contrarreloj, puesto que se genera un momento mayor de fuerza, aunque, por el contrario, este aumento del tamaño de las bielas trae algunas desventajas como la disminución de la cadencia de pedaleo (influencia en la potencia, ya que es el producto de fuerza por velocidad en el pedaleo), modificación en la altura del sillín o potencia inicia. Cuánto más alto esté el sillín, más estirada estará la pierna en el punto inferior de inversión y más elástica tendrá que ser la musculatura de la pierna. (Rivero, Ferrer-Roca, Ogueta-Alday, Rodríguez-Marroyo & García-López, 2013)

Tras la aparición en 1986 del SRM, potenciómetro desarrollado por Ulrich Schoberer, éste realizó un estudio con dos ciclistas profesionales, Chris Boardman y Bjarne Rijs, basado en la realización en pista de test aerodinámicos con sus bicicletas de contrarreloj, colocando sus cuerpos en diferentes posiciones. Para la evaluación utilizaron el potenciómetro SRM y los resultados sugieren, aparte de la evidencia de las diferencias en cuanto peso y altura, que el ciclista Chris Boardman consigue una mejor resistencia contra el viento gracias a su mejor posición. (Hottenrott & Zülch, 2000).

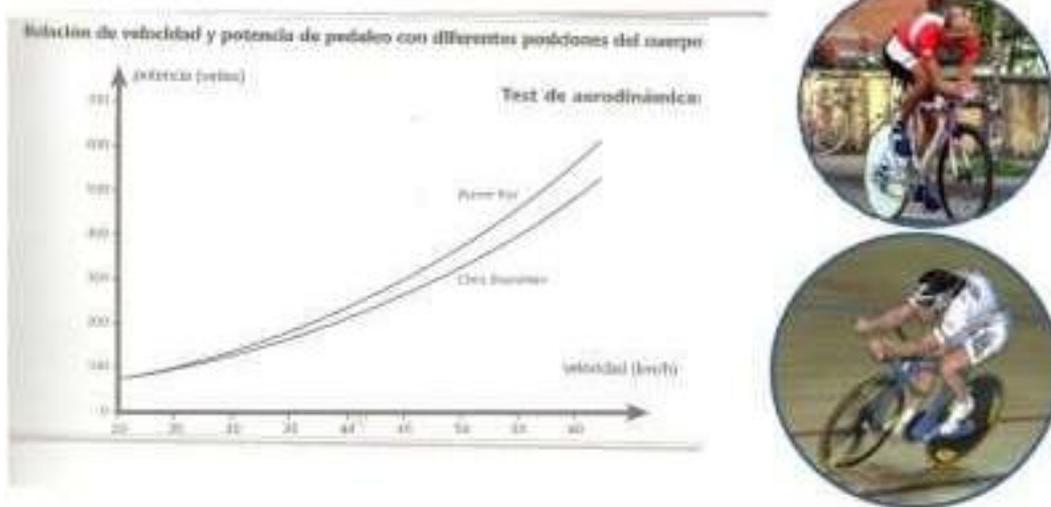


Figura 9: Relación de velocidad y potencia de pedaleo con diferentes posiciones del cuerpo (Hottenrott & Zülch, 2000).

El número de dientes de los platos y de los piñones determinan las relaciones de los desarrollos. La elección de la graduación depende básicamente del terreno con el que el ciclista se vaya a encontrar y de la capacidad de dicho ciclista.

Los ciclocomputadores son unos medios auxiliares importantes para comprobar y controlar el esfuerzo. Las funciones más importantes son las siguientes: medición de la velocidad, cuentakilómetros, medición de la cadencia de pedalada, altímetro, medición de la potencia, medición de la frecuencia cardíaca.

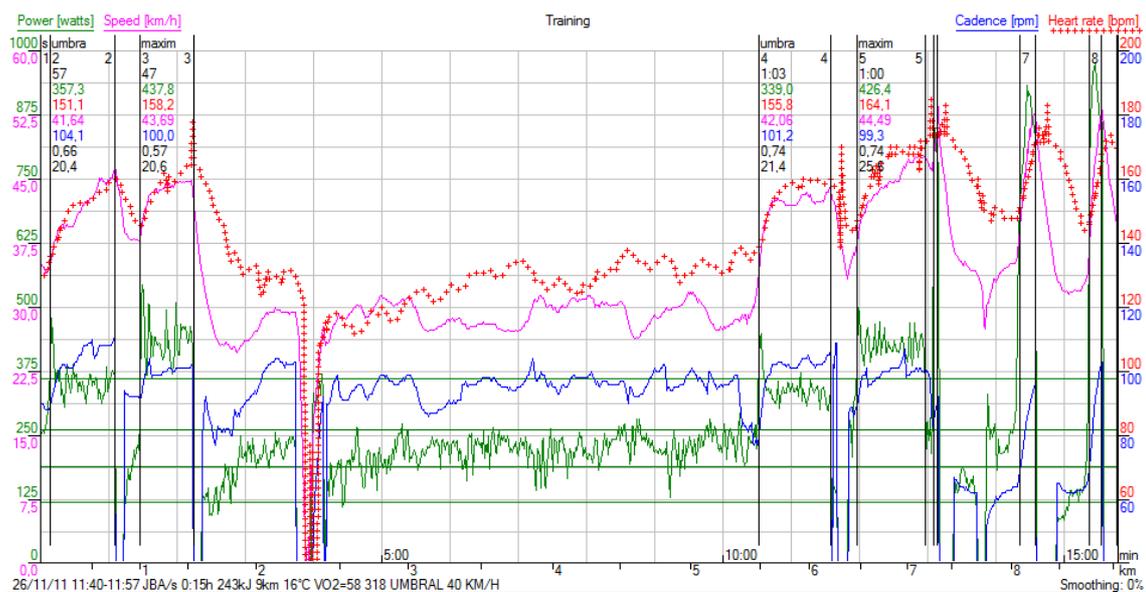


Figura 10: Datos obtenidos por un ciclocomputador (SRM). www.senkirol.files.wordpress.com

La amplia gama de ropa que existe hoy en día en el mercado hace posible que se pueda entrenar en todo tipo de condiciones, tanto en calor como en las frías temperaturas del invierno.

La vestimenta básica incluye: maillot, culote y guantes. (En equipos pioneros de ciclismo llevan muchos complementos de ropa para hacer frente a todo tipo circunstancias climatológicas).



Figura 11: Equipación de ropa para equipo Protour Giant Alpecin temporada 2016. www.giant-bicycles.com/es

El casco es obligatorio según las normas de seguridad vial y debe ofrecer una protección eficaz. Mientras que las zapatillas son especiales para ciclismo y las gafas son de uso recomendable, aunque no obligatorio.



Figura 12: Cascos, zapatillas y gafas para ciclismo. www.catlike.es

1.3. BIKE-FIT. GENERALIDADES

Tal y como viene recogido en Di Prampero (2000) y expuesto por Henke (1998) existen dos tipos de cadenas de palancas que conforman el sistema ciclista-bicicleta. Por un lado se tiene la cadena de palancas de propulsión, compuesta por los pedales, las piernas y las caderas; y por otro lado la cadena de palancas de estabilización formada por el manillar, los brazos y los hombros.



- Cadena de palancas de estabilización
- Cadena de palancas de propulsión

Figura 13: Representación gráfica de las cadenas de palancas. *Elaboración propia.*

Siguiendo con las pautas establecidas por Di Prampero (2000) y Henke (1998), las medidas más relevantes en la relación ciclista-bicicleta se agrupan también en función de las cadenas de palancas. Siendo las medidas a destacar para la cadena de propulsión las de las zapatillas, las bielas, el plato, la altura y el retroceso del sillín. Mientras que las medidas a tener en cuenta para la cadena de estabilización se centran en el largo y la diferencia de altura sillín-manillar.

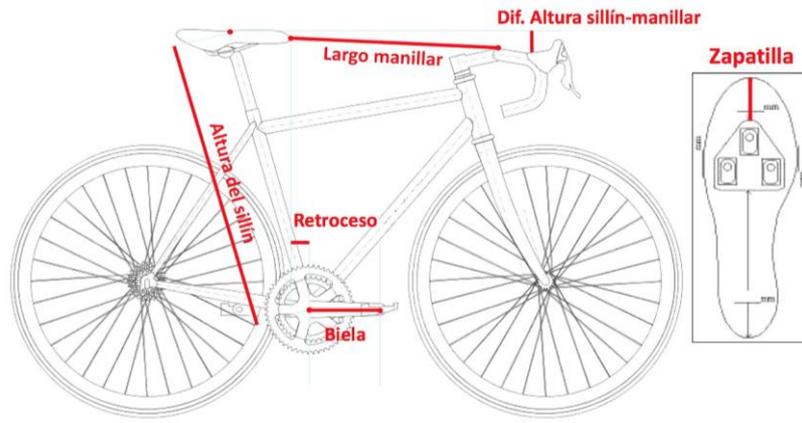


Figura 14: Representación de las medidas relevantes para el sistema ciclista-bicicleta. Ferrer y García-López (2017).

Teniendo en cuenta las medidas mencionadas anteriormente, ajustaremos los componentes de la bicicleta (Bike Fit) para que se adapten a los parámetros antropométricos. De no realizar este procedimiento adecuadamente pueden aparecer una serie de molestias más o menos graves que en el caso de persistir en el tiempo pueden dar lugar a lesiones. A continuación se detallan las posibles razones de molestias según la zona antropométrica de ambas cadenas de palancas (Silberman, Webner, Collina & Shiple, 2005).

Es particularmente interesante mencionar que dada la naturaleza de este deporte: muchos ciclos de movimiento (90 por minuto) mantenidos a lo largo del tiempo (horas) una molestia que puede parecer poco importante podría convertirse en una lesión grave en meses o semanas.

CADENA DE PROPULSIÓN			CADENA DE ESTABILIZACIÓN		
RODILLA	Anterior	Sillín muy bajo, poco retroceso, bielas largas, exc. desarrollo y/o escalada	MANOS	Neuropatía (parálisis del ciclista, compresión del nervio cubital)	Manillar muy bajo, sillín muy adelantado o muy inclinado adelante, demasiada presión neumático, bici de hierro o aluminio
	Posterior	Sillín muy alto, mucho retroceso, pedales flotantes			
	Medial	Talones dentro, pies muy separados del cuadro			
	Lateral	Talones fuera, pedales flotantes, pies muy juntos			
TOBILLO	Tibial anterior	Sillín muy alto	GENITAL	Molestias en el periné	Sillín muy alto o mal nivelado (arriba o abajo)
	Tendón Aquiles	Sillín muy alto (provoca su estiramiento) o muy bajo (unido a flexión de tobillo)	CUELLO	Cuello y escápula	Demasiado largo o dif. de alturas sillín-manillar
PIE	Neuroma de Morton	Mala posición de calas, zapatilla irregular o con excesivo drop	LUMBAR	Dolor en lumbares	Demasiado alargado en la bicicleta

Tabla 1: Clasificación de las molestias en el ciclista según las cadenas de palancas. Silberman et al. (2005).

Para realizar el ajuste de la bicicleta existen diferentes metodologías que se han ido superando con el paso del tiempo. Inicialmente sólo se tenían en cuenta algunas dimensiones antropométricas de la persona que iba a subirse a la bicicleta. Hoy en día todavía se utiliza este método denominado "Antropométrico" (Vey-Mestdagh, 1998; Belluye & Cid, 2001; Silberman et al., 2005)

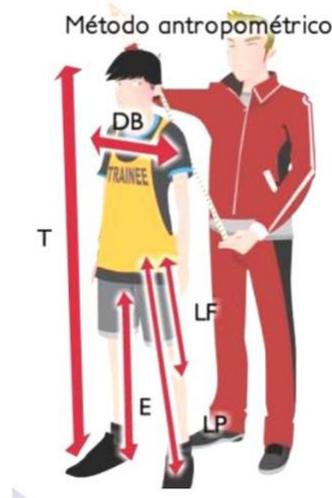


Figura 15: Mediciones antropométricas (Vey-Mestdagh, 1998).

Mucho más precisas dado su carácter específico son las metodologías denominadas goniométricas (Peveler, Pounders & Bishop, 2007 y Peveler, 2008). En ellas se obtienen los valores de los ángulos formados en diferentes articulaciones que se consideran relacionadas con el posible ajuste de la bicicleta. En el caso de la goniometría estática se miden algunos ángulos en posiciones clave del ciclo del pedaleo.



Figura 16: Medición según metodología de goniometría estática (Vey-Mestdagh, 1998).

La goniometría dinámica tiene en cuenta cómo se relacionan estas angulaciones durante la acción del pedaleo en todas sus fases.



Figura 17: Medición según metodología de goniometría dinámica (Vey-Mestdagh, 1998).

La goniometría dinámica utiliza sistemas de fotogrametría en 2D y 3D con el objetivo de analizar al ciclista en movimiento y así comprobar el cumplimiento de los valores fijados como eficientes (García López et al., 2009; Ferrer-Roca, Roig, Galilea & García-López, 2011).

Según Belluye y Cid (2001), desde el punto de vista antropométrico las medidas básicas que permiten iniciar un ajuste mínimo de la bicicleta así como la elección de un cuadro apropiado incluyen:

- H: Talla o estatura del ciclista
- HT: Altura trocantérea. Es la distancia desde el suelo hasta el trocánter mayor del fémur. Si hubiera problemas para obtener esta medida se puede tomar el 51-52% de la talla.
- HE: Altura de la entrecadera. Es la distancia desde el suelo hasta el isquión derecho o izquierdo. Normalmente está 6-8 cm más baja que la altura trocantérea o al 48% de la talla.

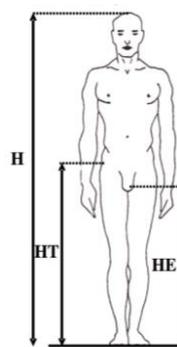


Figura 18: Medidas antropométricas básicas (Belluye & Cid, 2001).

Tal y como se dejó entrever anteriormente, la primera decisión importante y anterior al ajuste de la bicicleta es la elección del cuadro apropiado según las medidas antropométricas del ciclista. Existen en el mercado cuadros con diseños más agresivos, lo que supone posiciones para pedalear más aerodinámicas y exigentes desde el punto de vista físico, y cuadros pensados para ciclistas ocasionales que permiten una mayor confortabilidad.

Generalmente se suele tomar como referencia la longitud horizontal del cuadro (B) para identificar la talla del mismo. Aplicando la ecuación

$$B = 0,65 * HE$$

se obtendría la relación entre la talla del cuadro y la antropometría de la persona (¿Cómo elegir la talla de bicicleta correcta?, s.f.).

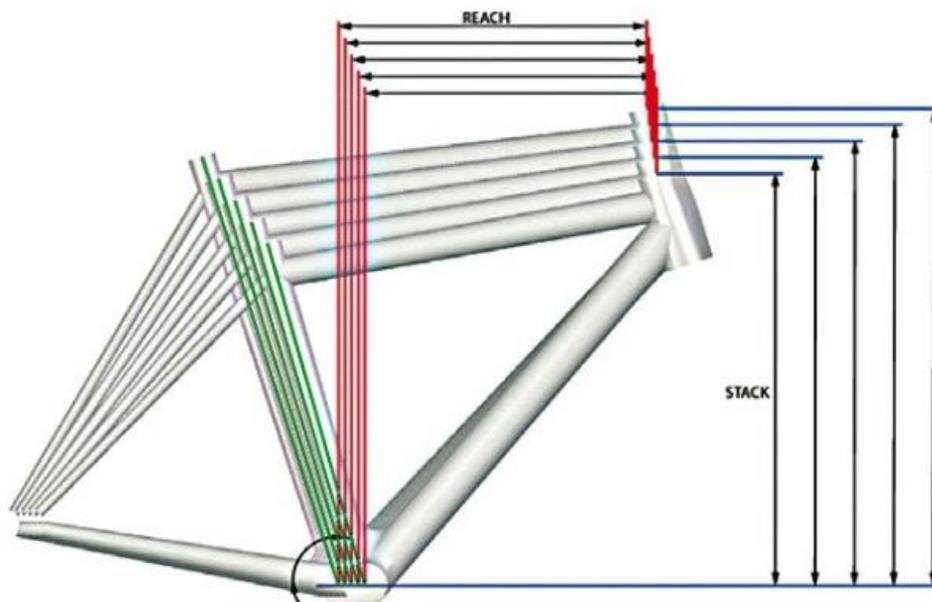


Figura 19: Superposición de diferentes tallas de un mismo cuadro de bicicleta. www.mundobici.com

Últimamente algunas marcas ofrecen tallas de cuadros escaladas de forma similar a la ropa. Este sistema es menos preciso y es necesario asegurarse de que el producto final cumple las recomendaciones de ajuste.

Tabla de Tallas aproximadas para Bicicletas Carretera					
Estatura del ciclista	▼ 165 cm	▼ 170 cm	▼ 179 cm	▼ 186 cm	▼ 195 cm
	▲ 160 cm	▲ 165 cm	▲ 170 cm	▲ 179 cm	▲ 186 cm
Tubo del sillín					
Talla de bicicleta	XS	S	M	L	XL
Longitud del Tubo del sillín	47-51	51-53	53-55	55-59	59-61
Entrepierna	71-74	75-78	79-88	89-98	99-102

Tabla 2: Tallas de bicicleta. www.bikingpoint.es

Como se puede comprender, la elección del cuadro no es más que una primera aproximación pero es la base fundamental y puede limitar el ajuste posterior.

En cuanto al punto de contacto entre el pie del ciclista y la plataforma donde se aplica la fuerza necesaria para pedalear también es necesario valorar diferentes posibilidades:

- Los pedales planos y rastrales constituyen la opción más básica y no permiten demasiados ajustes.



Figura 20: Pedal plano. www.pedalesyzapatillas.com



Figura 21: Pedal con rastral. www.pedalesyzapatillas.com

- En cuanto a los pedales automáticos es necesario tener en cuenta que hay diferentes formas (montaña y carretera) así como diferentes marcas (Keo, Shimano, Speedplay, Time,...) con plataformas de sujeción diferentes. En líneas generales son importantes tres cuestiones:
 - Que el centro del pedal coincida con la línea del primer metatarso (o entre primero y quinto para ciclistas inexpertos).
 - Rotación de anclaje neutra que permite que los pies queden paralelos al cuadro de la bicicleta.
 - Simetría entre lado derecho e izquierdo tanto en rotación como en distancia desde el punto de anclaje hasta la puntera.



Figura 22: Pedales automáticos de diferentes marcas comerciales. www.ciclismoyrendimiento.com



Figura 23: Pedal automático y cala colocada en zapatilla. www.noticiclismo.com

Por tanto es necesario un procedimiento de ajuste bastante meticuloso entre la base de la zapatilla (cala) y el pedal. De lo contrario se generarían desequilibrios en la cadena de propulsión e incluso en la de estabilización que probablemente desencadenarían en lesión a medio o largo plazo (“Las calas, aprende a colocarlas en tus zapatillas de ciclismo”, 2019).



Figura 24: Ajustadores de calas de diferentes marcas y modelos. www.ergonbike.com



Figura 25: Proceso del ajuste de calas. www.ergonbike.com

Otra cuestión interesante a abordar antes de la realización del ajuste (en el momento de la adquisición de la bicicleta) es la longitud de la biela (Belluye & Cid, 2001).

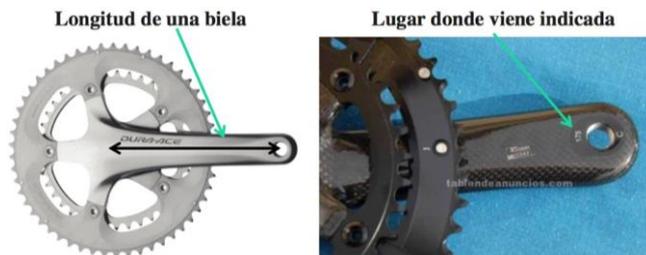


Figura 26: Ejemplo de biela y su dimensión. www.planetetriatlon.com

Sería un error considerar que una mayor longitud permite aplicar más fuerza al pedalear. Más bien, en caso de duda, es mejor quedarse corto que largo. En principio suele ir relacionada con la altura del ciclista según tabla que se muestra a continuación

Estatura (cm)	menos de 170	170-178	179-185	más de 185
Biela (mm)	165	170	172.5	175

Tabla 3: Tamaño de biela según altura del ciclista. www.planetetriatlon.com

Otro componente a considerar es el que se conoce como desarrollo que involucra todo el sistema de transmisión de la fuerza desde la biela hasta la rueda trasera. Para

ello se tiene uno o dos platos dentados en la zona delantera, una cadena y un grupo de coronas dentadas en la zona trasera.



Figura 27: Sistema de transmisión de la bicicleta. www.bikingpoint.es

En Serra (2018) se llama desarrollo a la distancia recorrida por cada pedalada ejecutada en la bicicleta. Esta distancia varía según el número de dientes engranados tanto en el plato delantero como en la corona trasera (piñón). Se puede calcular fácilmente mediante la fórmula

$$\text{Desarrollo} = (\text{PR} * \text{DP}) / \text{Dp}$$

en donde PR es el perímetro de la rueda en metros, DP es el número de dientes del plato delantero y Dp es el número de dientes del piñón elegido.

Por tanto será necesario conocer el rango de desarrollos que previsiblemente utilizará el ciclista para la colocación de platos y piñones de un número determinado de dientes.

En la tabla adjunta se muestra la relación entre diferentes platos y piñones para una bicicleta de carretera. Aquí se observa cómo es posible obtener desarrollos iguales o muy parecidos con diferentes combinaciones entre platos y piñones.

Bicicleta de carretera												
PIÑÓN	PLATO											
	36	38	39	40	41	42	46	48	50	51	52	53
11						8.03	8.80	9.18	9.58	9.75	9.95	10.14
12						7.36	8.06	8.41	8.77	8.94	9.12	9.29
13						6.80	7.44	7.77	8.09	8.25	8.41	8.58
14				6.01	6.16	6.31	6.61	7.21	7.51	7.68	7.81	7.98
15				5.61	5.75	5.89	6.45	6.73	7.01	7.15	7.29	7.43
16	4.73	4.99	5.13	5.28	5.39	5.52	6.05	6.31	6.57	6.70	6.84	6.97
17	4.45	4.70	4.82	4.95	5.07	5.20	5.69	5.94	6.19	6.31	6.43	6.56
18	4.20	4.44	4.56	4.67	4.79	4.91	5.37	5.61	5.84	5.96	6.08	6.19
19	3.98	4.20	4.32	4.43	4.54	4.65	5.09	5.31	5.53	5.64	5.78	5.87
20	3.78	3.99	4.10	4.20	4.31	4.42	4.84	5.05	5.26	5.36	5.47	5.57
21	3.60	3.80	3.90	4.00	4.10	4.20	4.61	4.81	5.01	5.11	5.21	5.31
22	3.44	3.63	3.73	3.82	3.92	4.01	4.40	4.59	4.78	4.87	4.97	5.07
23	3.29	3.47	3.56	3.66	3.75	3.84	4.20	4.39	4.57	4.66	4.75	
24	3.15	3.33	3.42	3.50	3.59	3.68	4.03	4.20	4.38	4.47	4.56	
25	3.03	3.19	3.28	3.36	3.45	3.53	3.87	4.04	4.20	4.29		
26	2.91	3.07	3.15	3.23	3.31	3.40	3.72	3.88	4.04			
28	2.70	2.85	2.93	3.08	3.15	3.45	3.60					

Tabla 4: Cuadro de los desarrollos en una bicicleta de carretera. www.mecanica-bicicleta.blogspot.com

Muy relacionada con el desarrollo elegido está la cadencia de pedaleo medida en revoluciones por minuto (rpm) (Piedrabuena, 2017). Esta es una variable muy estudiada y que tiene cierta variabilidad según diferentes situaciones en las que se puede encontrar el ciclista según se muestra en la siguiente figura.



Figura 28: Cadencias recomendadas según la posición del cuerpo sobre la bicicleta (García, 2016)

1.3.1. Recomendaciones para el ajuste de la bicicleta

El ajuste básico de la mayoría de las bicicletas es, sin duda, la altura del sillín (Ferrer, 2016 y Ferrer & García-López, 2017)). Esta distancia es la que va desde el centro de la biela a la parte superior del sillín. Se denomina altura de sillín efectiva a la distancia anterior más la longitud de la biela.



Figura 29: Medida de la altura del sillín. Ferrer y García-López (2017).

Hay varias aproximaciones para la determinación de la altura óptima del sillín. Entre las antropométricas tenemos las siguientes:

- 100% de la altura trocantérea si se usan pedales planos o rastrales.
- 107,5% de la altura de la entrecadera si se usan pedales planos o rastrales.
- 101-102% de la altura trocantérea si se utilizan pedales automáticos.
- 100-110% de la altura de la entrecadera si se utilizan pedales automáticos.

Si seguimos un ajuste mediante una técnica goniométrica:

- Goniometría estática: Flexión de rodilla de 25-35°
- Goniometría dinámica: Extensión de rodilla de 140-150°

Dentro de las diferentes propuestas, para una valoración más global de la cadena de propulsión y siguiendo una perspectiva goniométrica siguiendo las recomendaciones de la aplicación de Bike Fast Fit (s.f.), podemos ajustar los tres ángulos de las articulaciones implicadas: Cadera, rodilla y tobillo.

Para ello se utilizan marcadores situados en puntos estratégicos próximos a cada articulación. Estos son el trocánter mayor, cóndilo femoral externo, maléolo del peroné. Además se utiliza un punto en la bicicleta que es el eje de giro del pedal.



Figura 30: Puntos para situar marcadores. www.bikefastfit.com



Figura 31: Puntos para situar marcadores (Vallés, 2017).

A partir de ahí se analizan los ángulos de flexo-extensión de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo.

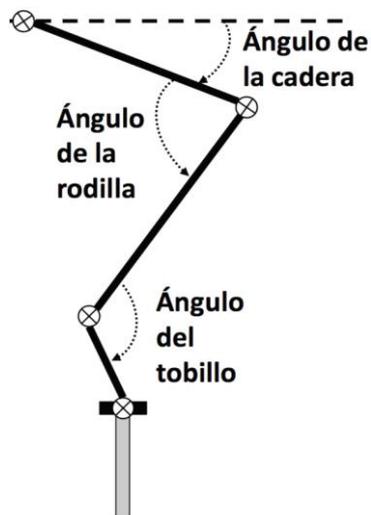


Figura 32: Ángulos de la cadena de propulsión (García, 2016).

A partir de los datos obtenidos se pueden configurar los diferentes ajustes de manera que se cumplan los condicionantes para las tres articulaciones según se muestra en la siguiente tabla:

		VALORES NORMALES	POSICIÓN BIELA
RODILLA	Extensión (°)	140-150°	
	Flexión (°)	~70°	
CADERA	Extensión (°)	60-65°	
	Flexión (°)	15-20°	
TOBILLO	Extensión (°)	130-140°	
	Flexión (°)	<120°	

Tabla 5: Rangos goniométricos de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo (García, 2016).

Existen diferentes aproximaciones para la determinación de los rangos a utilizar. Para su elaboración se tienen en cuenta cuestiones de índole saludable así como datos extraídos de la estadística.

Según Custom4us en su aplicación Fast Bike Fit (s.f.), que permite realizar un bike fit de forma rápida sin excesiva formación específica se pueden considerar las siguientes medidas y recomendaciones:

- **Ángulo de la rodilla:** Es el formado por la cadera, la rodilla y el tobillo. SU valor se modifica al elevar o bajar el sillín. Su valor máximo se mide cuando la pierna está en la parte inferior de la pedalada (180°).

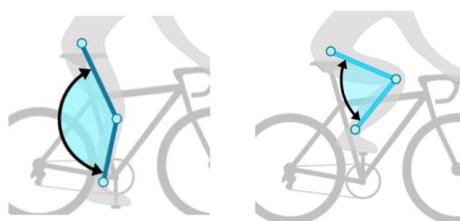


Figura 33: Ángulo de la rodilla. Rangos máximo y mínimo. www.bikefastfit.com

Para bicicletas de carretera se considera óptimo un valor máximo de 145 a 155°. Para bicicletas aero o para aquellas utilizadas en pruebas contrarreloj utilizaremos

un valor máximo entre 143 y 155°. Para bicicletas de montaña el valor se sitúa entre 146 y 150°

Se debe evitar un ángulo mínimo de la rodilla inferior a 70°. Ello supondría un estrés excesivo en las rodillas y en la zona baja de la espalda.

La altura adecuada del sillín y por lo tanto el ángulo de la rodilla es importante para la transferencia más eficiente de potencia a los pedales. Una posición baja del sillín puede dar dolor en la parte frontal o lateral de la rodilla. Una altura excesiva podría generar dolor en la parte posterior de la rodilla, los isquiotibiales y los tendones de aquiles.

- **Ángulo del torso:** Es el formado por hombro, cadera y una línea horizontal. El ángulo del torso se mide con las manos del ciclista en las manetas de la bicicleta de carretera. Se puede ajustar tanto por elevar el sillín o cambiando el ángulo de la potencia y/o su longitud.

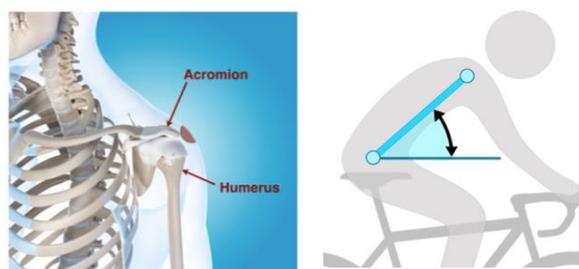


Figura 34: Ángulo del torso. www.bikefastfit.com

Ángulos del torso típicos en bicicletas de carretera son:

- Principiante: De 45 a 60°.
- Nivel Intermedio: De 40 a 45°.
- Nivel Avanzado: De 30 a 40°.
- Élite: De 25 a 35°.
- En pruebas contrarreloj se utilizan ángulos del torso incluso menores de 20°.
- Los ciclistas de montaña prefieren un valor de alrededor de 45°, lo que proporciona un ángulo de cadera más abierta y capacidad para generar la máxima potencia.

- **Ángulo del pie:** Es el ángulo formado por el talón, dedos de los pies y una línea horizontal cuando el pedal está en posición horizontal (90°) o en la parte inferior del ciclo (180°).

Cuando el pedal está situado en posición de 90° del ciclo el rango de ángulo del pie típico de 7 a 15 grados con una utilización notable de los gemelos. Cuando el talón está más bajo que este ángulo se fuerza a los cuádriceps a un trabajo extra de estabilización en la pedalada.

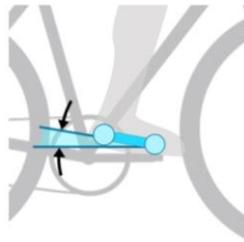


Figura 35: Ángulo del pie (90°). www.bikefastfit.com

Cuando el pedal está en posición de 180 grados el intervalo del ángulo se sitúa entre los 15 y los 30 grados.

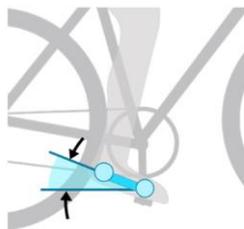


Figura 36: Ángulo del pie (180°). www.bikefastfit.com



Figura 37: Puntos para situar marcadores (Vallés, 2017)

- **Distancia de la rodilla en relación con el pedal:** Es aquella que va desde la punta de la rodilla al pedaleo hasta el eje del pedal cuando éste se encuentra con la biela a 90° . Su valor se modifica moviendo horizontalmente el sillín.

Los fitters de bicicleta habitualmente han recomendado que el frontal de la rodilla esté a nivel con la parte frontal del eje del pedal con biela a 90° . Los ciclistas de

larga distancia por lo general mueven la rodilla hasta 2 cm detrás del eje del pedal. Triatletas y contrarrelojistas a veces ajustan el sillín de modo que la rodilla quede hacia delante en el eje del pedal.

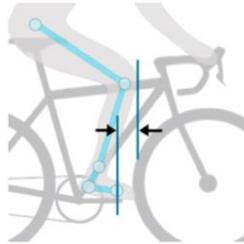


Figura 38: Distancia rodilla-pedal. www.bikefastfit.com.

- **Ángulo del brazo:** Es el formado por el hombro, el codo y la muñeca con las manos en la parte superior de las manetas en las bicicletas de carretera. Los ángulos de los brazos habitualmente están entre 150 y 160 grados en las bicicletas de carretera. Este rango en el valor ofrece buena estabilidad y distribución de la carga, así como también ayuda a disipar los choques por los saltos. Si los codos están bloqueados es que el ciclista está muy lejos de las manetas o hay demasiado peso cargado.

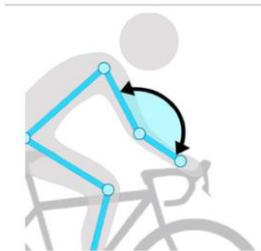


Figura 39: Ángulo del brazo. www.bikefastfit.com.

- **Ángulo del hombro:** Es aquel formado por la cadera, el hombro y el codo. En las bicicletas de carretera, este ángulo se mide con los codos a 15 grados y las manos en las manetas y su valor habitual está alrededor de los 90 grados en los ciclistas de élite y se vuelve progresivamente menor a medida que aumenta el ángulo del torso. Para las bicicletas de crono con manillares aero, los acoples se deben ubicar de forma que los húmeros de los deportistas se sitúen perpendicularmente al peso que estén soportando.

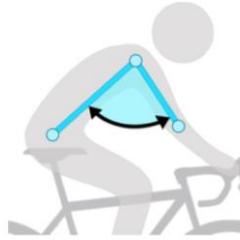


Figura 40: Ángulo del hombro. www.bikefastfit.com.



Figura 41: Ubicación de los marcadores para la medición del ángulo del hombro (Vallés, 2017).

- Distancia del sillín sobre el manillar: Es la que va desde la parte superior del manillar a la parte superior del sillín. Sus valores habituales son:
 - Nivel Principiante: Manillar aproximadamente a la misma altura que el sillín.
 - Nivel Intermedio/Avanzado: Manillar aproximadamente a 5 cm por debajo del sillín.
 - Nivel Élite: Manillar entre 5 y 10 cm por debajo del sillín.

El manillar más bajo que el sillín proporciona al ciclista un perfil más aerodinámico y es el más adecuado para el ciclismo rápido de competición.

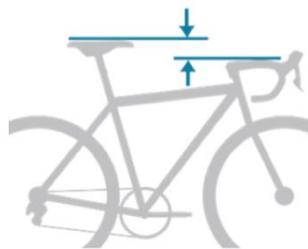


Figura 42: Distancia entre sillín y manillar. www.bikefastfit.com

- Otro punto de ajuste importante, abordable asimismo desde diferentes aproximaciones es el retroceso óptimo del sillín. Esta variable se define como la distancia horizontal desde el centro del eje de pedaleo hasta la parte anterior del sillín. Se puede medir a través de vídeo o utilizando un metro y proyectando una

línea desde la punta del sillín mediante una plomada. Está relacionada con la implicación de los músculos flexores de la rodilla para generar potencia



Figura 43: Retroceso del sillín (García, 2016).

Se puede calcular mediante la aplicación de la siguiente fórmula (Ferrer, Roig, Borrás, Galilea & García-López, 2010):

$$\text{Retroceso} = \text{longitud del fémur} \times 0.1345$$

La longitud del fémur se realiza de la siguiente manera



Figura 44: Medición de la longitud del fémur. www.maxiciclismo.com

También se puede ajustar mediante la alineación entre rodilla y biela (Mundo Mammoth, 2013) o según algunas tablas.



Figura 45: Alineación entre rodilla y biela (Mundo Mammoth, 2013).

Estatura (cm)	menos de 170	170-178	179-185	más de 185
Retroceso (cm)	5.0-6.0	6.0-7.5	7.5-9.0	9.0-10.0

Tabla 6: Ajuste del retroceso del sillín (García, 2016).

La influencia de la distancia entre el sillín y el manillar sobre la capacidad de generar potencia puede comprobarse en la publicación de Hayot et al (2012) en donde además se afirma que las adaptaciones en este sentido implican cierta capacidad de anteversión pélvica (cuestión que queda fuera del ajuste de la bicicleta).

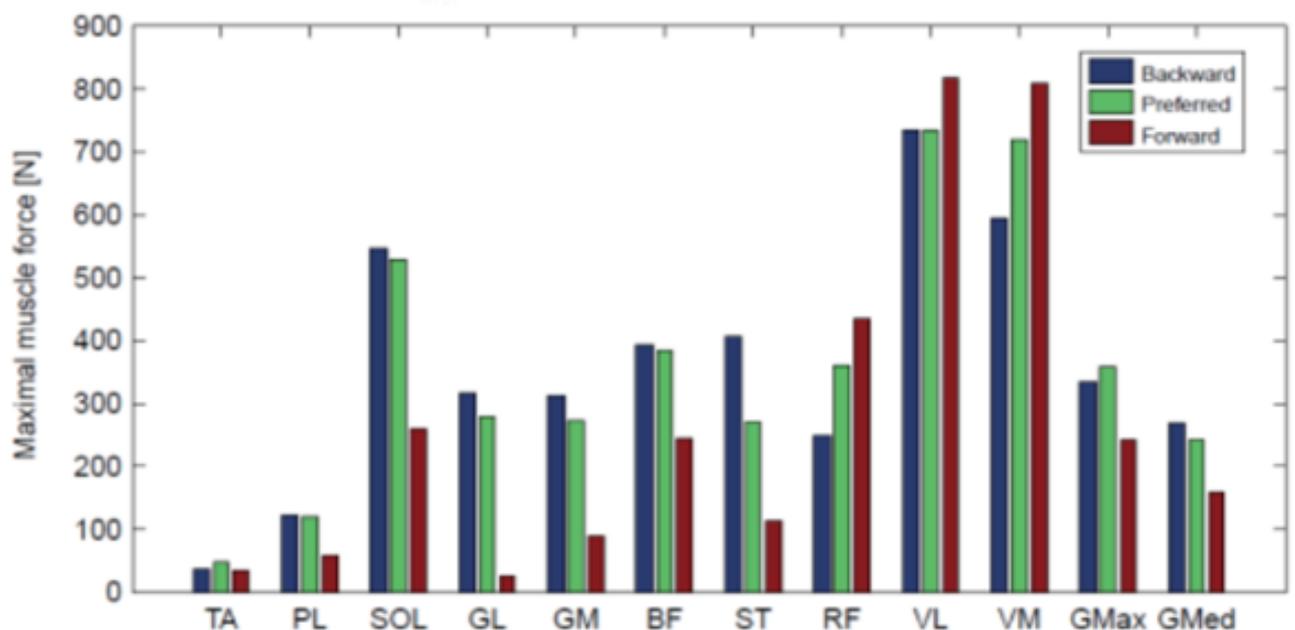


Figura 46: Efectos de la longitud entre el sillín y el manillar en la capacidad de generar potencia (Hayot et al, 2013).

1.4. DESCRIPCIÓN Y MOVIMIENTOS DE LA PELVIS

La pelvis es capaz de realizar diferentes movimientos mediante la basculaciones de las articulaciones coxofemorales y los movimientos articulares de la zona lumbar (Monasterio, 2008).

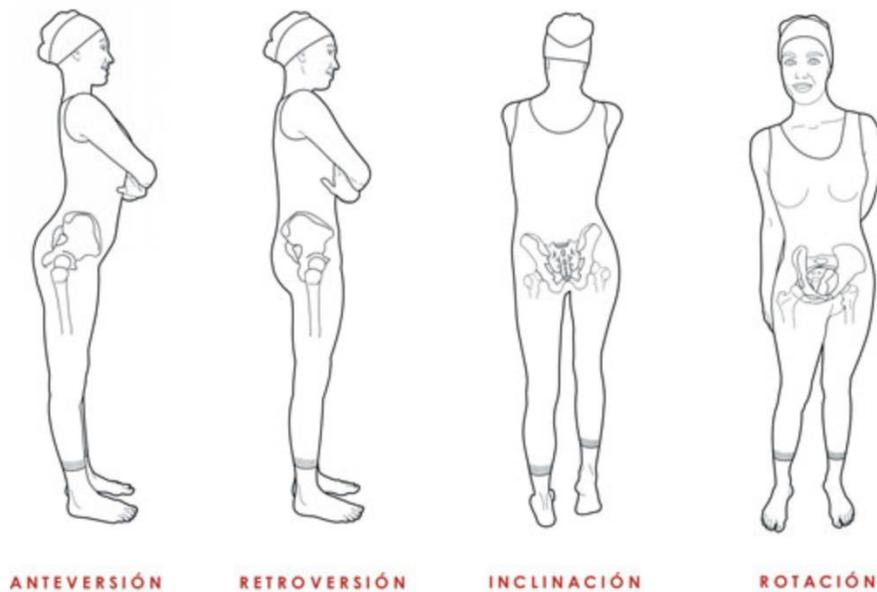


Figura 47: Movimientos de la pelvis (Monasterio, 2008).

De estos movimientos, los que la posición ciclista permite realizar son los de retroversión y anteversión.

Según Monasterio (2008) la anteversión se define como el desplazamiento anterior de las crestas ilíacas y la retroversión consiste en la posteriorización de las mismas.

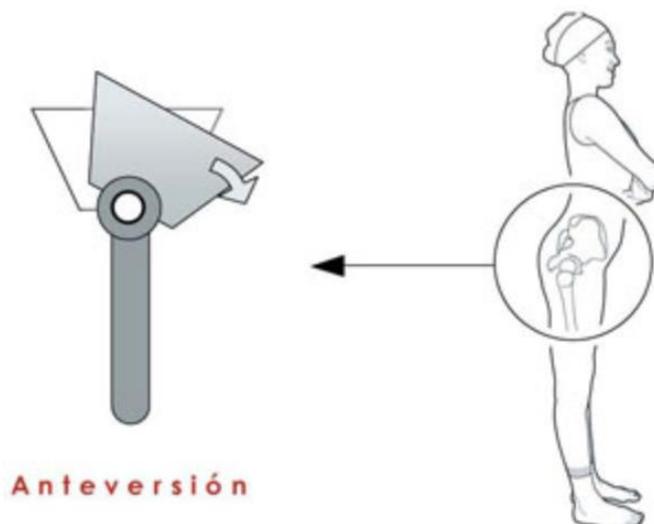


Figura 48: Anteversión (Monasterio, 2008).

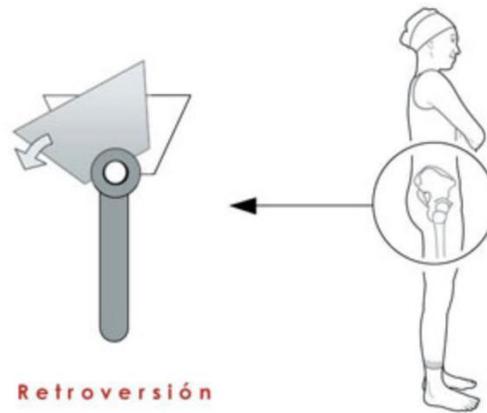


Figura 49: Retroversión (Monasterio, 2008).

Durante la retroversión pélvica, la región lumbar reduce su concavidad realizando un movimiento de flexión, este se denomina *rectificación de la curvatura lumbar*. La retroversión puede ejecutarse mediante la contracción de los glúteos, con la contracción de los abdominales o con ambos grupos musculares simultáneamente. La limitación del movimiento está determinada por la tensión de los ligamentos posteriores de la columna lumbar y la de la musculatura flexora de la cadera (psoas ilíaco fundamentalmente).

Al realizar una anteversión, la curvatura lumbar se acentúa (extensión lumbar), volviéndose más cóncava posteriormente. Este movimiento se produce gracias a la contracción de la musculatura paravertebral lumbar y está limitado por el contacto de las articulaciones posteriores de las vértebras lumbares y por el ligamento vertebral anterior. La anteversión pélvica se puede combinar con la flexión de la columna ampliando el recorrido que disminuye el ángulo entre el tronco y las piernas (Monasterio, 2008).



Figura 50: Anteversión y flexión de tronco (Monasterio, 2008).

En este movimiento la tensión de los isquiotibiales, paravertebrales y ligamentos posteriores es la responsable de limitar el alcance del mismo.

1.5. TIPOS DE AGARRES EN CICLISMO

En Alcalde (2018) y ¿cómo agarrar el manillar de tu bicicleta? (2017) se observan cinco tipos de agarre del manillar diferentes que se detallan a continuación.

- Agarre a barra lateral

Es el más común y más adecuado para la mayor parte de los recorridos. Las manos están cerca del cambio y las manetas de freno. También se puede utilizar para ir de pie sobre los pedales. Posición variable según niveles de anteversión pélvica.



Figura 51: Agarre a barra lateral (¿Cómo agarrar el manillar de la bicicleta?, 2017).

- Agarre a barra central

Típico para las subidas largas con pendientes moderadas. Posición más erguida



Figura 52: Agarre a barra central (¿Cómo agarrar el manillar de la bicicleta?, 2017).

- Agarre a la caída

Muy utilizado en bajadas y tramos intensos en solitario. Manos cerca del cambio y freno. Más aerodinámico. Requiere mejor adaptación postural a nivel de pelvis y zona lumbar.



Figura 53: Agarre a la caída (¿Cómo agarrar el manillar de la bicicleta?, 2017).

- Acople parcial

Utilizado en triatlón para tramos cortos de intensidad elevada en solitario. Apoyo parcial sobre plataformas generalmente reducidas en superficie. Muy aerodinámico. Requiere adaptaciones posturales.



Figura 54: Acople parcial (Alcalde, 2018).

- Acople completo

Utilizado en triatlón de distancias sin drafting y en pruebas contrarreloj individual en ciclismo. Posición cómoda de apoyo completo del antebrazo. Muy aerodinámico. Requiere mucha adaptación postural pues el tiempo de acoplamiento suele ser largo.



Figura 55: Acople parcial (Alcalde, 2018).

1.6. RECOMENDACIONES SOBRE LA POSICIÓN DEL CICLISTA

Sobre la posición del ciclista sobre la bicicleta se ha estudiado relativamente poco y no se han encontrado más que recomendaciones basadas en razonamientos muy lógicos de la aplicación de las funciones musculares y supuestos aerodinámicos (Proper bike posture, 2014).

En principio la posición correcta del ciclista debe ir encaminada a cubrir los siguientes aspectos:

- Maximizar la capacidad de generar potencia.

- Aumentar la capacidad de mantener unas condiciones de aplicación de potencia (resistencia).
- Maximizar la eficiencia. Esto es, rentabilizar el esfuerzo frente al rendimiento obtenido.
- Asegurar al máximo la confortabilidad sobre la bicicleta y minimizar el riesgo de lesiones.

De esta forma una posición correcta producirá por un lado un aumento de la estabilidad en la cadera y por otro un equilibrio entre la capacidad de generar potencia y la oposición del ciclista a la masa de aire. Por lo tanto se mejorará la potencia entregada y se aumentará la resistencia en el tiempo de la aplicación de esta potencia.

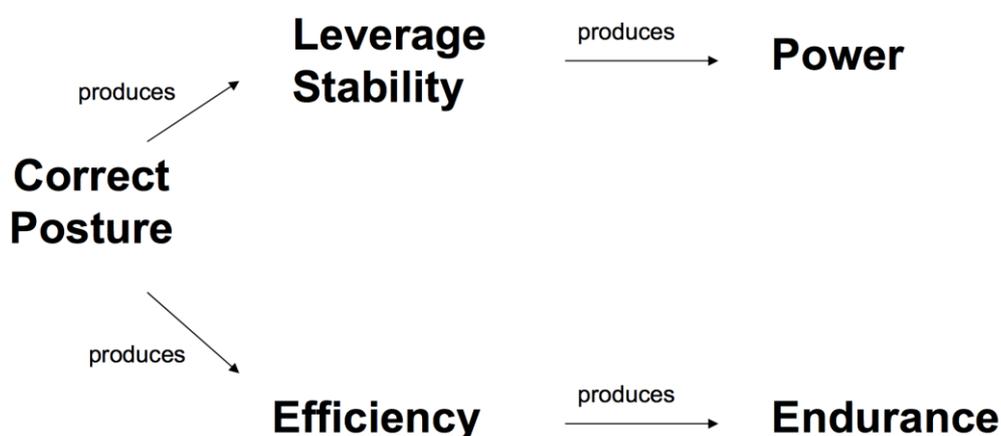


Figura 56: Consecuencias de la postura correcta (Reeves, s.f.a)

En líneas generales las posibles diferencias entre posiciones de un ciclista sobre la bicicleta se generan a partir del grado de anteversión/retroversión de la pelvis. Se pueden considerar más variables posturales pero son consecuencia de la anteriormente mencionada.

Básicamente la pregunta que podemos hacernos tiene que ver con la idoneidad de la elección entre estas dos posturas sobre la bicicleta. Cuál de ellas es la correcta y/o en qué grado de rotación pélvica está la posición más idónea para cada persona.



Figura 57: Diferentes posturas sobre la bicicleta (Reeves, s.f.a)

Cierto es que cada persona puede tener cierta "tendencia" hacia una u otra posición pero desde hace tiempo que se intenta dar alguna luz a si esta elección es natural o merece la pena invertir esfuerzo en un aprendizaje/adaptación a alguna posición determinada.

Desde un punto de vista anatómico Reeves (s.f.b) sugiere que el mantenimiento de una postura correcta sobre la bicicleta es dependiente de:

- La posición de la pelvis, que a su vez implica una posición de la columna vertebral.
- La posición de la zona lumbar y torácica de la columna vertebral.
- La posición de los hombros.

Según Reeves (s.f.b) esta configuración postural permitiría

- Maximizar la implicación de la musculatura extensora de la cadera.
- Estabilizar el "core".
- Eliminar las molestias de la zona baja de la espalda.
- Eliminar las molestias de la cadena de estabilización hombro-brazo-mano-manillar.

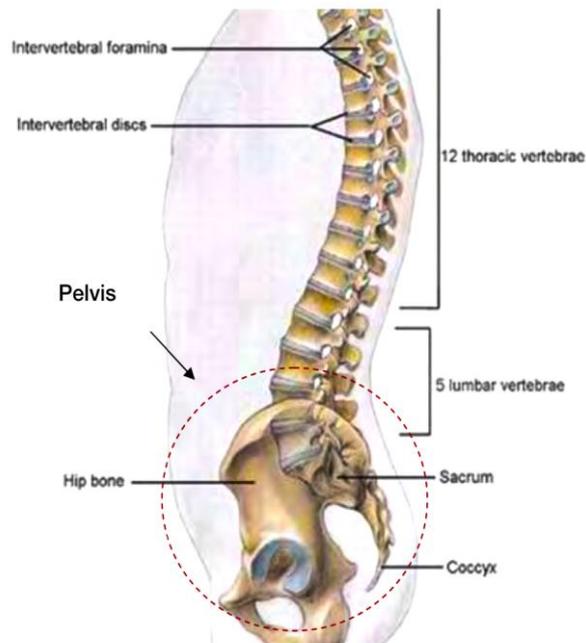


Figura 58: Partes anatómicas implicadas en la posición de la pelvis (Reeves, s.f.a)

Desde esta perspectiva Reeves (s.f.a) sostiene que las posibles causas de una posición incorrecta pueden incluir:

- Una anteversión insuficiente de la pelvis.
- Una flexión de la zona baja de la espalda (rectificación lumbar).
- Escasa activación de la musculatura del core.

y por lo tanto causar:

- Una utilización reducida de la musculatura extensora de la cadera.
- Molestias en la zona lumbar así como en hombros, brazos y manos.
- Una entrega de potencia escasa y poco estable.

en definitiva "más fatiga y menos rendimiento".

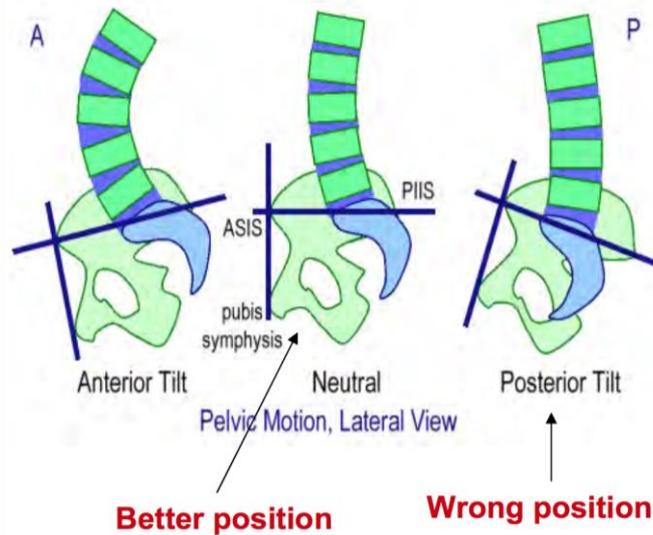


Figura 59: Movilidad pélvica y posición ciclista (Reeves, s.f.a).

Por otro lado se tiene que la activación de la musculatura de la zona central del cuerpo (core) se ve afectada por estas opciones posturales. De esta manera una retroversión pélvica se asocia a un core desconectado de la posición pélvica y una espalda plana o flexionada con poco control sobre la aplicación de la fuerza, mientras que un cierto grado de anterversión de la pelvis y por tanto de extensión del tronco permitiría al core controlar la posición de la pelvis y ser base para la aplicación de la fuerza.

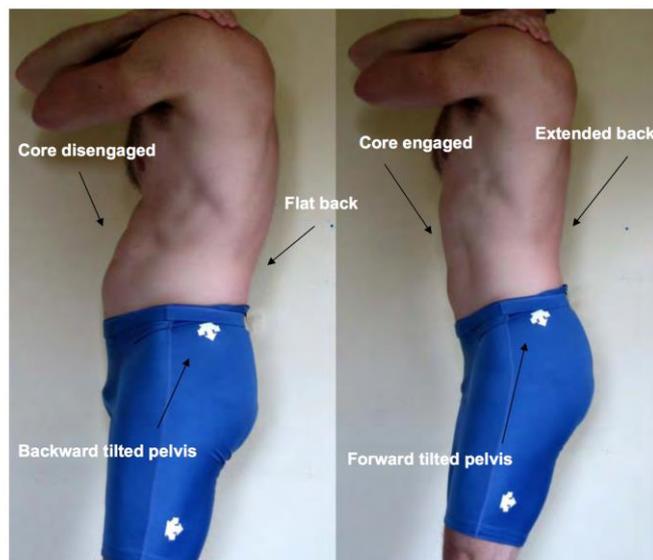


Figura 60: Movilidad pélvica y core (Reeves, s.f.b).

La musculatura del core por tanto es clave para poder mantener cierto control postural. Esta musculatura implica tanto a la zona anterior como a la posterior, y

combinando índices de tono muscular con grado de estiramiento (flexibilidad) permitirían una actuación como musculatura estabilizadora de la pelvis.

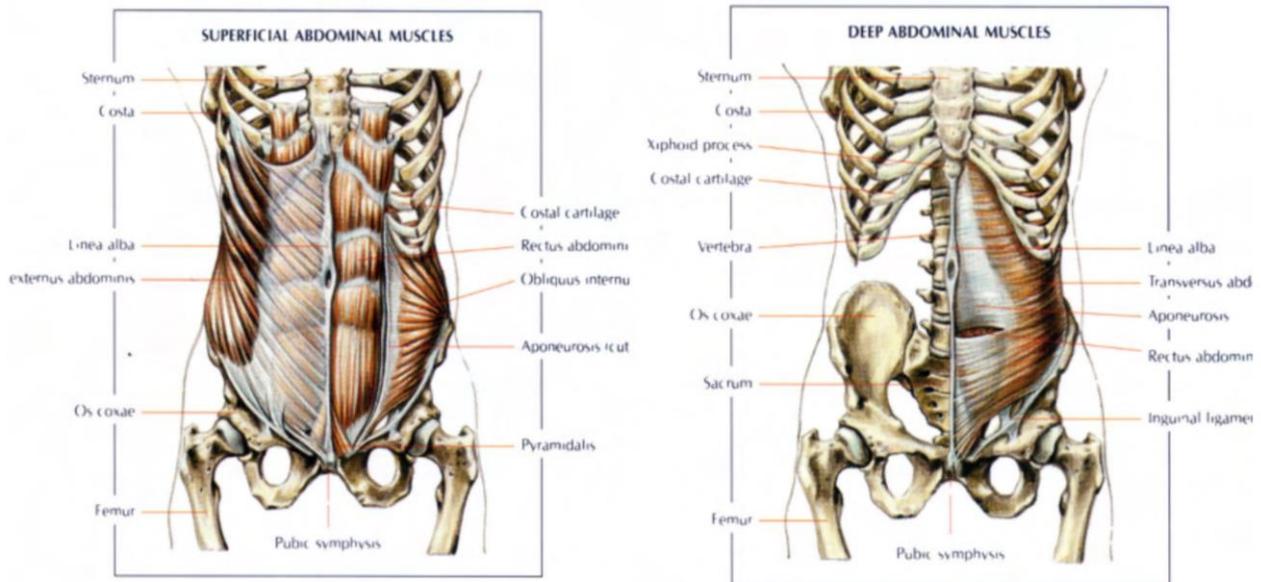


Figura 61: Musculatura del core (Reeves, s.f.b).

Además se ha de tener en cuenta la musculatura responsable de la extensión de la cadera, (movimiento presente en el ciclo del pedaleo). Estos grupos musculares deberán estar acondicionados para contraerse y relajarse apropiadamente.

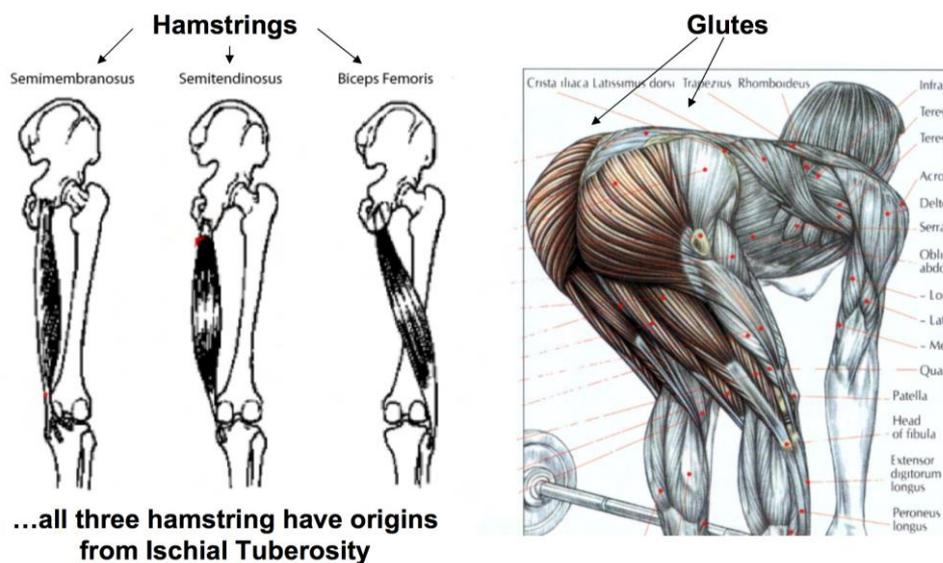


Figura 62: Musculatura extensora de la cadera (Reeves, s.f.b).

Por un lado los isquiotibiales son los responsables de los primeros grados de la parte anterior del ciclo de pedaleo (Hug & Dorel, 2009) y por otro los glúteos acompañan a los isquiotibiales en la misma fase del ciclo de pedaleo.

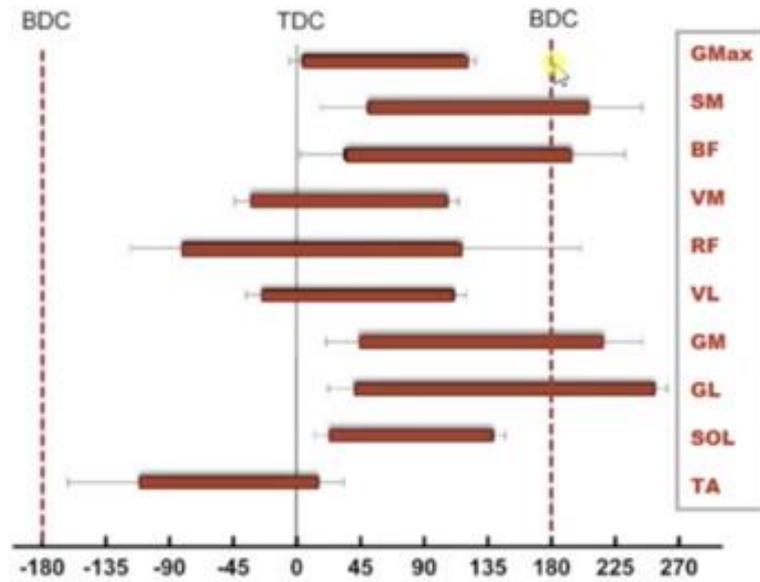


Figura 63: Musculatura y ciclo de pedaleo (Hug & Dorel, 2009).

Volviendo a la decisión inicial sobre la postura del ciclista sobre la bicicleta Reeves (s.f.a) concluye de la siguiente manera sobre cada posibilidad.

- Posición incorrecta:



Figura 64: Posición incorrecta. Visión lateral (agarre a la caída) (Reeves, s.f.a).



Figura 65: Posición incorrecta. Visión lateral (agarre a la barra) (Reeves, s.f.a).

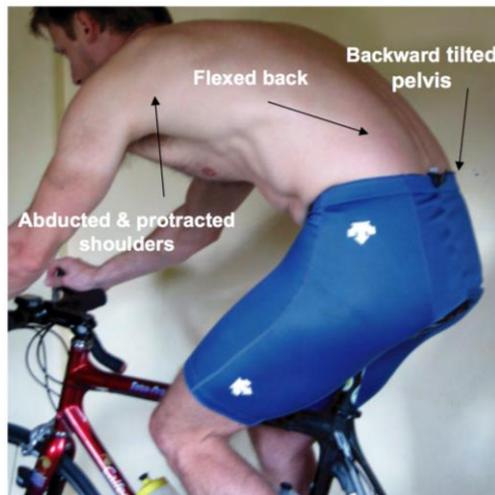


Figura 66: Posición incorrecta. Visión posterior (agarre a la barra) (Reeves, s.f.a).

Caracterizada por los siguientes parámetros:

- Retroversión de la pelvis.
- Flexión del tronco.
- Core desarmado. Poca utilización de su musculatura.
- Reducida utilización de la musculatura extensora de la cadera (glúteo e isquiotibiales desarmados).
- Poca confortabilidad en la zona lumbar, hombros, brazos, manos y cuello (en hiperextensión).
- Abducción y protracción de hombros.
- Falta de equilibrio en los factores mecánicos que generan potencia.
- Potencia Reducida.
- Fatiga y riesgo de lesiones.

- Posición correcta



Figura 67: Posición correcta. Visión lateral (agarre a la caída) (Reeves, s.f.a).



Figura 68: Posición correcta. Visión lateral (agarre a la barra) (Reeves, s.f.a).

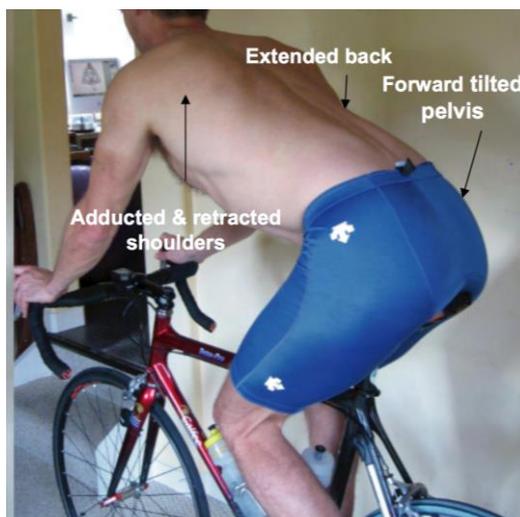


Figura 69: Posición correcta. Visión posterior (agarre a la barra) (Reeves, s.f.a).

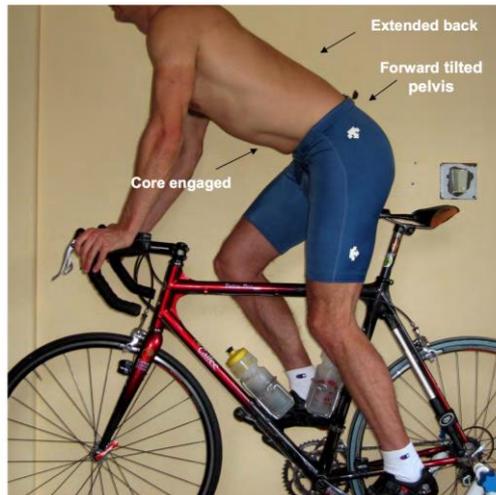


Figura 70: Posición correcta. Visión lateral. Pedaleo de pie (agarre a la barra) (Reeves, s.f.a).

Caracterizada por los siguientes parámetros:

- Ligera anteversión de la pelvis.
- Extensión del tronco.
- Core armado. Gran utilización de su musculatura.
- Máxima utilización de la musculatura extensora de la cadera (glúteo e isquiotibiales armados).
- Confortabilidad en la zona lumbar, hombros, brazos, manos y cuello (en posición neutra).
- Abducción y retracción de hombros.
- Estabilización del core.
- Máxima capacidad para generar potencia.

Las diferencias entre ambas posiciones se pueden ver claramente en las siguientes imágenes:



Figura 71: Diferencia entre posición correcta e incorrecta (Reeves, s.f.b).

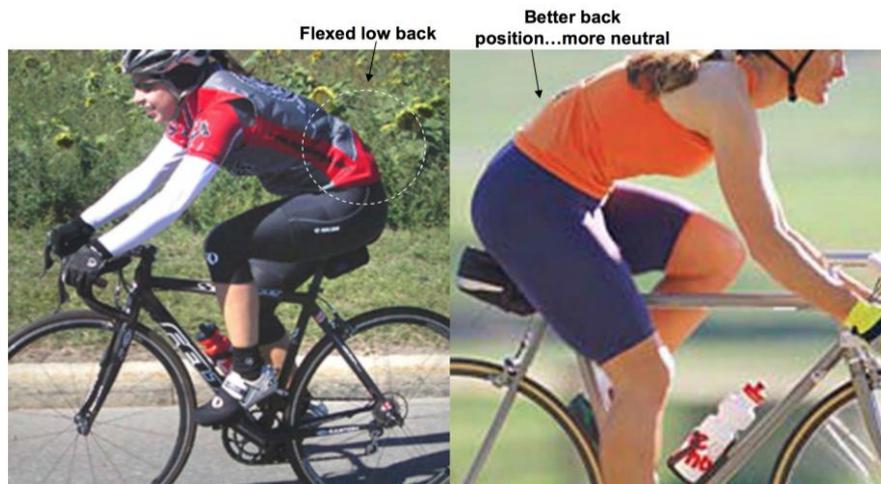


Figura 72: Diferencia entre posición correcta e incorrecta (Reeves, s.f.b).

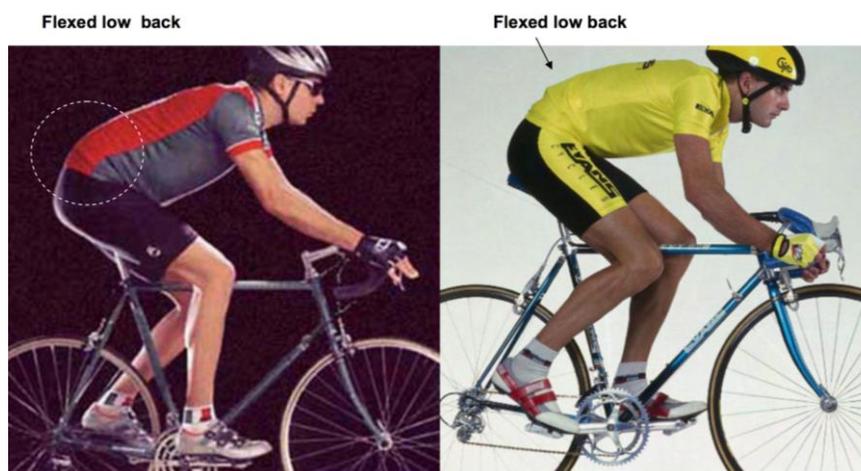


Figura 73: Diferencia entre posición correcta e incorrecta (Reeves, s.f.b).

Está claro según Reeves (s.f.b) que la capacidad de adoptar la posición correcta es bastante dependiente del grado de flexibilidad de isquiotibiales y glúteos tal y como se aprecia en la imagen a continuación.

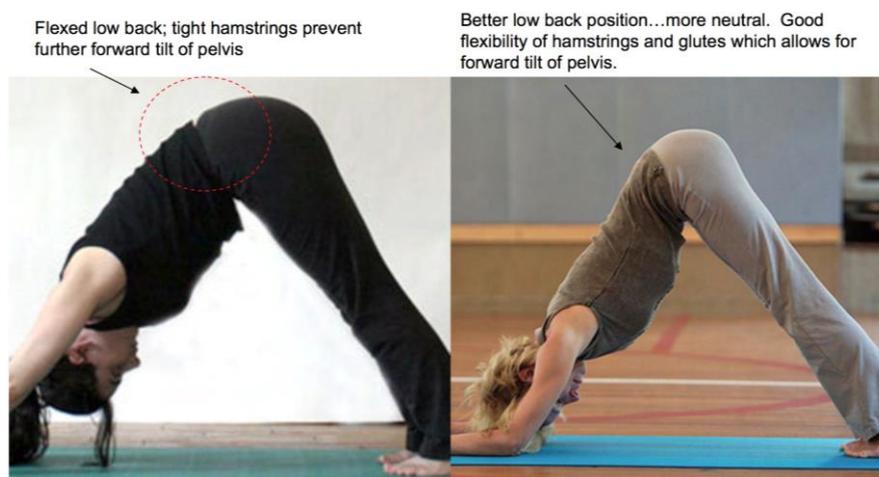


Figura 74: Ejercicios posturales relacionados con la posición ciclista (Reeves, s.f.b).

Por lo tanto se podrían enumerar algunos contenidos a trabajar para mejorar la postura sobre la bicicleta. Estos son:

- Mejorar la flexibilidad de glúteos e isquiotibiales para permitir a la pelvis un movimiento de anteversión y una extensión de la zona de la espalda.
- Dirigir la suficiente fuerza consciente para que la pelvis realice el movimiento de anteversión.
- Acondicionar la musculatura del core con el fin de conseguir estabilizar la posición alcanzada.

En todo esto no se hace ninguna referencia al grado de anteversión necesaria ni a ningún método de control sobre la posición deseada durante el pedaleo. Tampoco se manifiesta Reeves (s.f.b) acerca de cómo la fatiga puede influir en el mantenimiento y pérdida de esta posición.

En otra línea Dalton (2011) plantea cuestiones acerca de la necesidad de la adaptación del cuerpo del ciclista a la bicicleta antes de (o en lugar de) realizar el bike fit.

Además se tratan cuestiones relacionadas con la potencia desarrollada según la posición del ciclista y de las consecuencias de una mala posición sobre la salud.

Dalton (2011) sostiene que aquellas personas "adictas a la flexión de tronco" que posiblemente se sientan o incluso trabajan con posiciones poco saludables se subirán a su bicicleta y pedalearán asimismo en posiciones con alto riesgo de lesión.



Figura 75: Relación entre errores posturales de actividades cotidianas y deportivas (Dalton, 2011).

Por otra parte Dalton (2011) sostiene que aquellos ciclistas que pedalean con flexión de pelvis, pelvis en anteversión y con un ángulo de cadera reducido producen menos potencia y tienen un alto grado de lesión ligamentosa.



Figura 76: Pedaleo con excesiva flexión pélvica (Dalton, 2011).

En algunos casos se intenta compensar este exceso de flexión con una postura hipercifótica, pelvis en retroversión y extensión de cuello. Además se realizan cambios en la altura del sillín que “pueden alterar la biomecánica y los patrones de control motor de las articulaciones de las extremidades inferiores”.

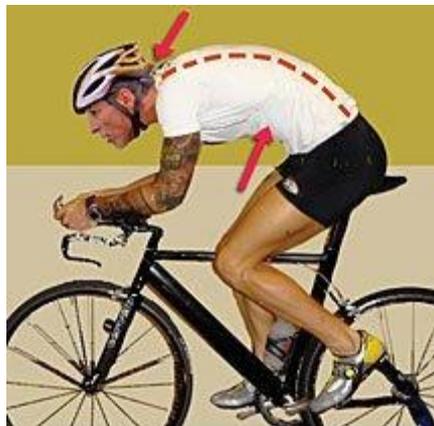


Figura 77: Posición hipercifótica (Dalton, 2011).

Además, y al igual que otras opiniones como las de McGill et al (2013), Dalton (2011) sostiene que el acondicionamiento muscular previo al bike fit es necesario y generalmente involucra un tratamiento que permita alcanzar el equilibrio de las estructuras musculares y articulares de manera que éstas puedan ser apropiadamente funcionales.

Particularmente Dalton (2011) recomienda que se deben evitar dos situaciones:

- a) Una retroversión pélvica excesiva y una cifosis torácica que generarían estrés en el cuello, ligamentos de la zona baja de la espalda y cápsulas articulares. Además inhibirían una apropiada acción diafragmática.

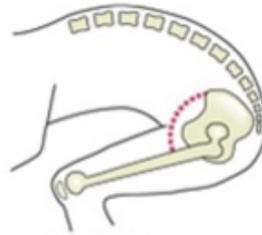


Figura 78: Pelvis en retroversión con cifosis (Dalton, 2011).

- b) Excesiva lordosis lumbar con anteversión pélvica que dejaría a la zona baja de la espalda expuesta a lesión por impacto en la carretera.



Figura 79: Pelvis en anteversión con lordosis (Dalton, 2011).

Por lo tanto se debe encontrar una posición neutra de la pelvis con alineación de tronco que favorezca la manifestación de potencia y asegure condiciones saludables para el ciclista.

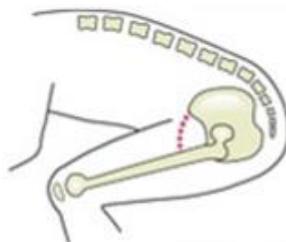


Figura 80: Pelvis neutra con alineación de espalda (Dalton, 2011).

Más recientemente Allen (2011), uno de los padres del control del entrenamiento por potencia, opina asimismo acerca de la necesidad de controlar la posición encima de la bicicleta. En su exposición recomienda posiciones con la espalda plana de manera que haya una dirección de apoyo hacia atrás.



Figura 81: Espalda alineada (Allen, 2011).

Se trata de evitar por tanto situaciones en las que la cadera se encuentra en retroversión, con cifosis torácica y en las que cuesta realizar el agarre al manillar y sustituirlas por posiciones en las que la cadera rota hacia adelante con la consiguiente aproximación del ciclista al manillar (flexión de codos) (Allen, 2011).



Figura 82: Pelvis en retroversión con cifosis (Allen, 2011).

Según Allen (2011) esto permite utilizar la musculatura posterior de la pierna y cadera para producir potencia.



Figura 83: Pelvis en anteversión con glúteos e isquios armados (Allen, 2011).

Esta posición debe mantenerse incluso cuando el ciclista se pone de pie encima de la bicicleta. Es un error muy común proyectarse hacia adelante al tiempo que se eleva la cadera. Para evitarlo la cadera debe mantenerse con cierta anteversión. Los codos se mantienen igualmente en flexión y no en extensión como es habitual en ciclistas no experimentados (Allen, 2011).



Figura 84: Pelvis en anteversión con glúteos e isquios armados (ciclista de pie) (Allen, 2011).

1.7. MÉTRICA DEL RENDIMIENTO CICLISTA. LA POTENCIA.

Según Allen y Coggan (2010) "para todos los ciclistas el entrenamiento de potencia es el siguiente gran paso para alcanzar el máximo rendimiento". De esta manera se podrán controlar cuantitativamente los cambios en la condición física, detectar puntos débiles y organizar el entrenamiento para mejorarlos.

Ya antes de aparecer los potenciómetros se utilizaban test para determinar el estado de forma de los deportistas. En función de estos test se determinaban zonas de interés que los entrenadores trataban de mejorar con la esperanza de que esta mejora repercutiera en el rendimiento.

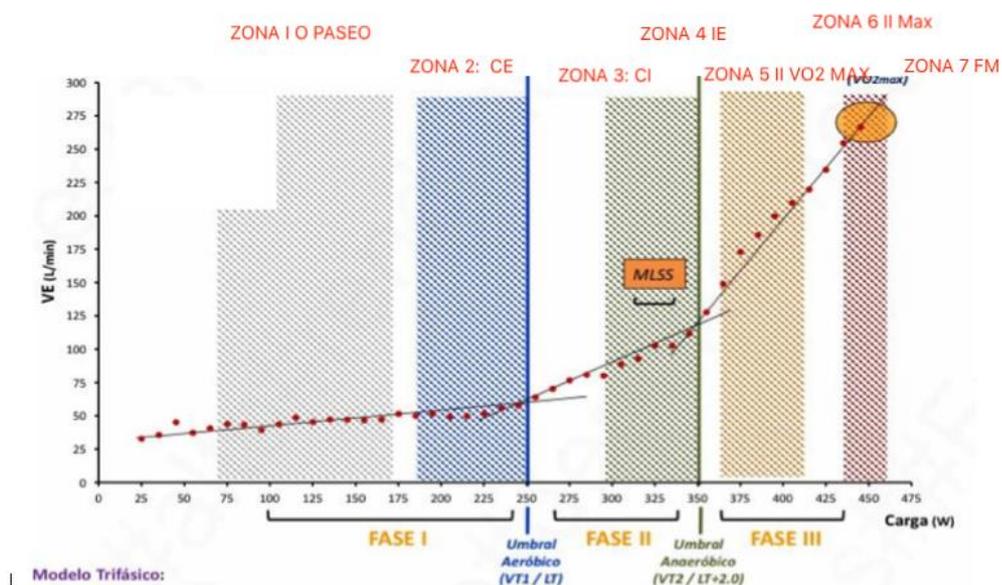


Figura 85: Método trifásico de zonas de entrenamiento (Fernández, s.f.).

Con la llegada del potenciómetro la exactitud en la medición e identificación de estas zonas mejora espectacularmente. Según Fernández (s.f.) la utilización del potenciómetro proporciona:

Mejor control y gestión del esfuerzo: gracias al uso del potenciómetro el ciclista es capaz de gestionar y regular su esfuerzo de una manera más óptima, puesto que le permite conocer de forma inmediata e instantánea cuándo se encuentra por encima de sus posibilidades y saber si ese esfuerzo conllevará a momentos de flaqueza o si, por el contrario, se encuentra en una zona de potencia asumible en el tiempo.

Mejor regulación de las cargas de entrenamiento: otra de las ventajas del empleo del medidor de potencia a la hora de entrenar es la planificación del trabajo específico en series de entrenamiento. A través de los datos obtenidos del potenciómetro y reflejados en el dispositivo correspondiente, el ciclista podrá realizar las series lo más parecido posible a lo planificado, de forma que todo el trabajo llevado a cabo esté dentro de los parámetros establecidos. Este hecho supone un gran avance respecto al entrenamiento por pulsaciones ya que la frecuencia cardíaca es una variable que se puede ver afectada por muchos factores y no refleja de forma adecuada el esfuerzo real del deportista.

Mayor fiabilidad: tal y como ya se mencionó anteriormente, los potenciómetros son más fiables a la hora de reflejar e interpretar los esfuerzos del deportista que la frecuencia cardíaca, pues ésta se puede ver afectada por factores como el cansancio, estrés, cambios de temperatura, etc. A partir de la aparición de los medidores de potencia, la tecnificación en el ciclismo se ha intensificado y el análisis de los datos se presenta como un hecho realmente útil. El software diseñado a raíz de su aparición es mucho más preciso con el manejo de los vatios que con el de frecuencia cardíaca, permitiendo cuantificar la carga de trabajo.

1.8. VALORACIÓN FUNCIONAL DEL CICLISMO BASADA EN POTENCIA

Desde hace décadas, diferentes estudios en el área de la actividad física y el deporte han tratado de definir puntos (o zonas) de interés que posteriormente constituyen una referencia a la hora de entrenar en base a un porcentaje o simplemente un punto de medida del rendimiento que permitiera comprobar si el trabajo realizado había sido orientado correctamente.

Estas definiciones necesitan de algún protocolo o test que permita replicarlo en condiciones muy similares o idénticas para establecer comparativas a diferentes niveles (intrasujeto, entre periodos de entrenamiento, en poblaciones de sujetos más o menos amplias,...).

A continuación se exponen dos de los test más ampliamente utilizados hoy en día

1.8.1. Test de umbral funcional de potencia

Probablemente la referencia más utilizada y sobre la que se han desarrollado gran variedad de conceptos es la del umbral anaeróbico ya desarrollado por Hollman (2001) o Wasserman y McIlroy (1964) y, gracias a la aparición de nuevos métodos de detección del lactato, ampliado por Faude, Kindermann y Meyer (2009).

El lactato, variable estrella de esta referencia, es un combustible para el cuerpo durante el ejercicio y un indicador de cambio metabólico útil, nunca un "enemigo", tal y como explica Ribas (2010).

El auge de los potenciómetros ha permitido desarrollar un nuevo concepto relacionado con el umbral anaeróbico: el FTP o Functional Threshold Power propuesto por Allen y Coggan (2010).

Según estos autores, el FTP (o Umbral Funcional de Potencia) se definiría como la máxima potencia media que se puede mantener durante 1 hora de esfuerzo. Lo que para los ciclistas que emplean un medidor de potencia, sirve para establecer zonas de entrenamiento basadas en dicha potencia, de manera muy similar a como se hacía anteriormente con la frecuencia cardíaca, aunque en este caso de forma mucho más fiable. Allen y Coggan (2010), establecen que el FTP estimado a partir de la potencia media obtenida durante un test de campo es representativo o equivalente a la potencia desarrollada en el umbral de lactato del ciclista (Rønnestad & Mujika, 2013).

El FTP permite evaluaciones más sencillas y realistas. Por definición, la estimación más directa del FTP se obtendría realizando un test de una hora con un medidor de potencia, para poder obtener datos de la misma a lo largo de todo el test, de forma que se pueda establecer el FTP y analizar si el test se ha realizado correctamente.

Este test llevado a cabo durante una hora, puede resultar demasiado exigente y difícil de repetir en varias situaciones a lo largo de un periodo planificado. Por ello, Allen y Coggan (2010) proponen realizar un test de menor duración (20') y aplicar un factor de corrección para así poder estimar el FTP. El protocolo propuesto en este caso, consiste en realizar un calentamiento estandarizado expuesto en la siguiente tabla y posteriormente realizar una prueba de 20 minutos al máximo esfuerzo. Para llevar a

cabo el cálculo posterior se toma el promedio de vatios que se realizan durante los 20 minutos y se le resta un 5% para obtener el FTP (por ejemplo: si el promedio durante los 20 minutos fue de 203 vatios, tomando el 95% resultaría un FTP de 193 vatios).

TEST		Functional Threshold Power		
	Time	Description	% of FTP	% of FTHR
Warm-up	20 min.	Endurance pace	65	70
	3 x 1 min. (1 min. R1)	Fast pedaling, 100 rpm	N/A	N/A
	5 min.	Easy riding	65	<70
Main set	5 min.	All-out effort	max	>106
	10 min.	Easy riding	65	<70
	20 min.	Time trial	100	99-105
Cooldown	10-15 min.	Easy riding	65	<70

Note: FTP = Functional Threshold Power. FTHR = Functional Threshold Heart Rate. N/A = Not Applicable

Tabla 7: Protocolo para la obtención del FTP (Allen y Coggan citado en Sanchís, 2014).

Con los resultados del FTP se pueden determinar zonas de entrenamiento para la planificación-periodización de la resistencia, de forma individualizada de acuerdo el nivel de rendimiento del deportista.

Zona	Zona de Entrenamiento	Potencia* (%FTP)	FC Media (%FTP)	RPE
1	Recuperación Activa	<55	<69	<2
2	Resistencia Aeróbica	56 – 75	69 – 83	2 – 3
3	Tempo	76 – 90	84 – 94	3 – 4
4	Umbral	91 – 105	95 – 105	4 – 5
5	VO ₂ máx.	106 – 120	> 106	5 – 7
6	Capacidad Anaeróbica	> 121	N/A	>7
7	Potencia Neuromuscular	N/A	N/A	máximal

Tabla 8: Determinación de las Zonas de Entrenamiento para Ciclista con base al FTP. (Allen y Coggan, 2010).

A partir de aquí se aplican diferentes metodologías de entrenamiento que combinan apropiadamente estas zonas durante periodos de tiempo lo suficientemente largos como para que el trabajo suponga un estímulo que genere una adaptación del organismo. Por ejemplo, para la mejora del umbral anaeróbico se ha identificado que la

zona de entrenamiento que más lo sensibiliza es aquella comprendida entre el 74 y el 100% del FTP. Esta zona se ha denominado "Sweet Spot" y se muestra en la siguiente figura.

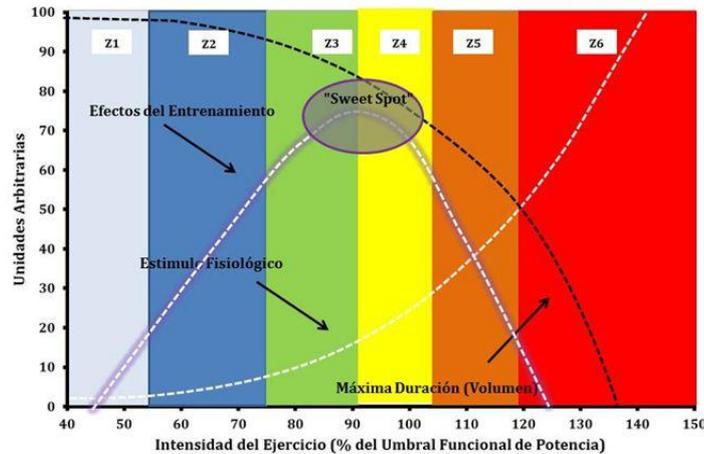


Figura 86: Sweet Spot. (Coggan citado en Overton, 2015).

1.8.2. Test de potencia aeróbica máxima

La potencia aeróbica máxima o PAM, es la máxima potencia que puede desarrollar un organismo en un estado aeróbico por definición. Se puede expresar en vatios (w), en kcal/min o en cualquier otra unidad que se desee utilizar. En ciclismo se utiliza en concepto de PAM (potencia aeróbica máxima) para establecer la intensidad máxima de potencia a un determinado consumo máximo de oxígeno (Billat, 2002).

El ejercicio incremental se define como aquel que tiene una intensidad gradual creciente, lo que de forma general, se alcanza mediante incrementos graduales llevados a cabo en intervalos regulares.

Uno de los protocolos incrementales más difundidos es el Protocolo de Bruce. Éste se emplea en test donde el incremento de intensidad se hace en intervalos de 3 minutos. Normalmente se llevan a cabo para pruebas de esfuerzo en tapiz rodante, pero se puede adaptar para un ergómetro de bicicleta estática y se emplean habitualmente en la evaluación de pacientes con enfermedades cardíacas conocidas o cuya presencia se sospecha. El protocolo de Bruce modificado tiene dos etapas iniciales en una intensidad más baja que la prueba estándar, lo que permite la evaluación en los

niveles más bajos de actividad. Por este motivo a Robert A. Bruce se le conoce como el "Padre Estadounidense de la Cardiología del Ejercicio".

En el caso del entrenamiento deportivo, y más concretamente en los deportes de resistencia, se utilizan otro tipo de protocolos donde se involucran distintas variables de medición tales como el consumo de oxígeno, el lactato en sangre, la potencia entregada, etc.

En el transcurso de un ejercicio de intensidad creciente, el consumo de oxígeno (el cual se puede apreciar a partir de los intercambios gaseosos pulmonares) aumenta linealmente con la potencia desarrollada hasta un valor límite en el cual permanece constante, incluso si dicha potencia sigue aumentando. Este valor límite corresponde al consumo máximo de oxígeno ($\dot{V}O_{2\text{máx.}}$) y la potencia a partir de la cual éste se alcanza corresponde a la potencia máxima aeróbica (PAM).

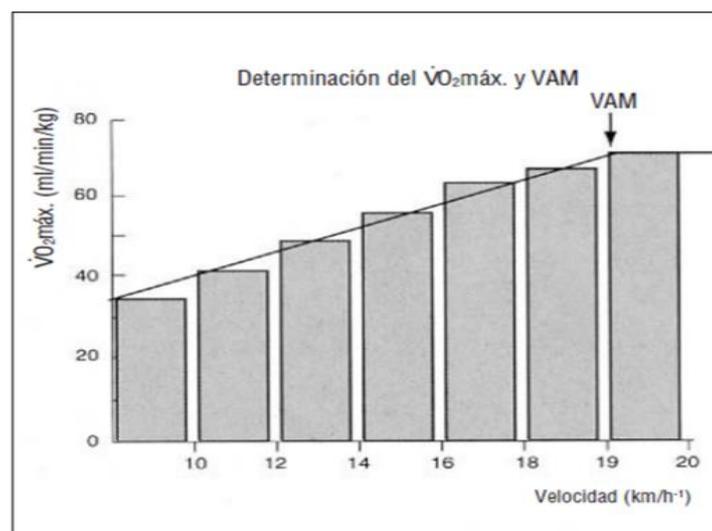


Figura 87: Protocolo de ejercicio que permite poner de manifiesto la relación entre el consumo de oxígeno y el aumento de la velocidad de carrera en bloques de tres minutos. (Billat citado en Fader, 2015.).

Básicamente se tienen dos tipos de protocolos incrementales: En escalón y en rampa. Llegados a este punto es importante mencionar que la elección del protocolo para una prueba incremental puede afectar los valores medios de $\dot{V}O_2$ y la frecuencia cardíaca, así como la relación entre la potencia y el $\dot{V}O_2$ (Zuniga et al 2012). Además la distribución de la resistencia con los mismos incrementos de carga de trabajo resultaron más bajos para el $\dot{V}O_2$ y la frecuencia cardíaca cuando el test incremental se realizaba

en rampa que cuando misma se llevaba a cabo en escalones para potencias submáximas.

Atendiendo al trabajo realizado según los valores de potencia, se ha observado que en el caso del protocolo donde el incremento se realiza mediante escalones, el valor del trabajo total es claramente superior al valor equivalente en los protocolos con incremento en rampa. Esto indica una dureza añadida para el caso de los protocolos con incrementos en escalón (Zuniga et al 2012).

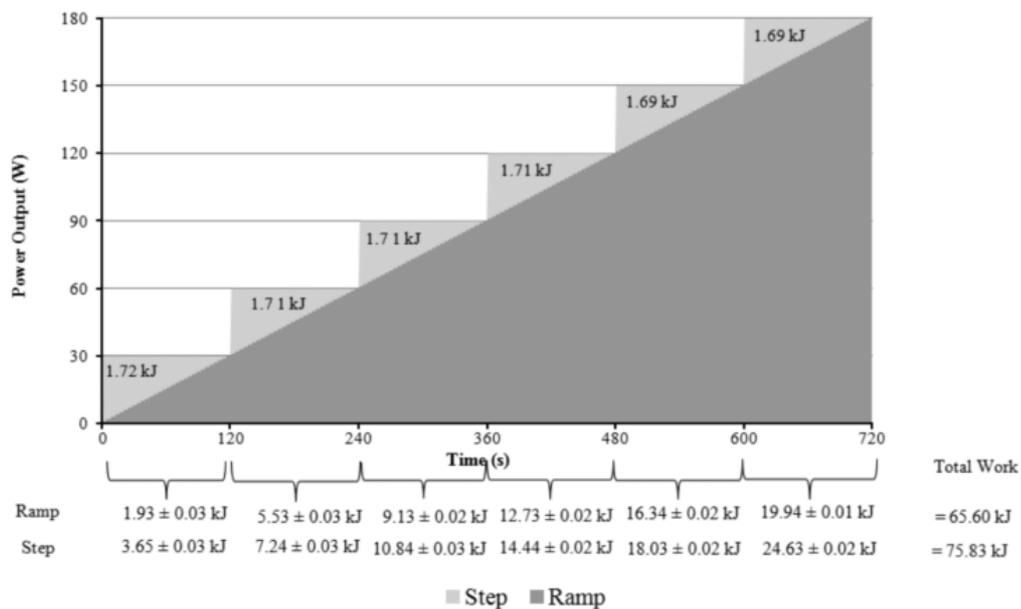


Figura 88: Protocolo en escalón vs protocolo en rampa (Billat, 2002).

Por ello se ha sugerido el uso de pruebas de rampa incrementales desde poblaciones clínicas hasta sujetos no entrenados. En ese tipo de test el trabajo aumenta de forma constante y continua (Froelicher & Myers, 2006).

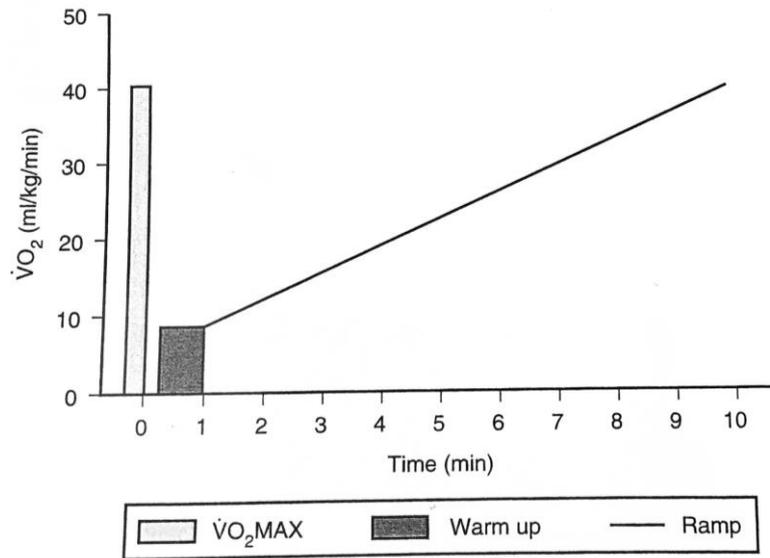


Figura 89: Protocolo en rampa (Froelicher & Myers, 2006).

La idea de optimizar las valoraciones funcionales se ve plasmada en los protocolos de rampa por:

- Los incrementos de trabajo son muy pequeños.
- Los incrementos del trabajo permiten ser personalizados para adaptar la duración final del test a sujetos con diferentes niveles de rendimiento (Froelicher & Myers, 2006).

Los valores de PAM permiten, al igual que en el caso del umbral anaeróbico, establecer zonas de entrenamiento y referencias para la práctica y mejora del rendimiento ciclista. En la tabla que se presenta a continuación se resumen dichas zonas utilizando diferentes referencias obtenidas con los protocolos explicados según Pallarés y Morán-Navarro (2012).

ZONA O RITMO	ABREV.	OBJETIVO	INTENSIDAD				MÉTODOS DE ENTRENAMIENTO PARA SU DESARROLLO
			%VO _{2max} %FC _{reserva}	%FC _{max}	%VAM	[Lact] mmol·L ⁻¹	
Recuperación activa o Regenerativo	R0	<ul style="list-style-type: none"> Preparar al deportista para la actividad principal de la sesión Recuperar al organismo entre estímulos (i.e., eliminar sustancias de desecho metabólico, descenso de la temperatura central, relleno de los depósitos energéticos, etc.). 	<65	<65	<65	-	<ul style="list-style-type: none"> Continuo Uniforme Extensivo
Umbral aeróbico	R1	<ul style="list-style-type: none"> Aumentar la eficiencia aeróbica. Mejorar la capacidad de soportar esfuerzos aeróbicos prolongados mediante la mejora de la oxidación de grasas y el aumento de sus depósitos. 	65-75%	70-80%	65-75%	1-2	<ul style="list-style-type: none"> Continuo Uniforme Extensivo Continuo Uniforme Intensivo Continuo Variable 1
Umbral anaeróbico	R2	<ul style="list-style-type: none"> Aumentar la capacidad de soportar esfuerzos aeróbicos prolongados en condiciones de umbral anaeróbico. Mejora de la oxidación del glucógeno y sus depósitos. Adaptaciones centrales: ↑Afinidad por la hemoglobina, ↑Difusión pulmonar, ↑Volumen sistólico, ↑Gasto cardiaco, ↑Volemia. 	75-85%	80-90%	75-85%	2-4	<ul style="list-style-type: none"> Continuo Variable 1 Continuo Variable 2 Interválico Extensivo Largo
Consumo Máximo de Oxígeno	R3	<ul style="list-style-type: none"> Aumentar la capacidad de soportar esfuerzos en condiciones próximas e iguales al VO_{2max}. Adaptaciones periféricas: ↑densidad capilar, ↑densidad mitocondrial, ↑enzimas oxidativas, ↑reservas de glucógeno. 	90-95%	95-98%	90-95%	4-6	<ul style="list-style-type: none"> Interválico Extensivo Largo Interválico Extensivo Medio
	R3+		100%	100%	100%	6-8	<ul style="list-style-type: none"> Interválico Extensivo Medio Interválico Intensivo Corto
Capacidad anaeróbica	R4	<ul style="list-style-type: none"> Mejorar la capacidad de tolerar elevadas concentraciones de acidosis metabólica. Sistema Buffer. Aumentar la capacidad glucolítica. Enzimas glucolíticas. 	-	-	105-120%	8-14	<ul style="list-style-type: none"> Interválico Extensivo Medio Interválico Intensivo Corto Repeticiones Largas
Potencia anaeróbica	R5	<ul style="list-style-type: none"> Maximizar la tasa de producción de energía mediante la vía glucolítica anaeróbica. Incrementar los depósitos de fosfágenos de alta energía. 	-	-	120-140%	Máx.	<ul style="list-style-type: none"> Repeticiones Medias Repeticiones Cortas
Potencia anaeróbica aláctica	R6	<ul style="list-style-type: none"> Maximizar la producción de energía mediante la vía anaeróbica aláctica (fosfágenos de alta energía). Velocidad máxima. Velocidad Resistida y Asistida. 	-	-	> 160% Vel. Máx.	-	<ul style="list-style-type: none"> Interválico Intensivo Muy Corto Repeticiones Cortas

Tabla 1- Zonas y Adaptaciones.

Tabla 9: Definición de zonas de entrenamiento de la resistencia y su relación con referencias de test (Pallarés & Morán-Navarro, 2012).

Método*	Abrev.	Zona Etto.	INTENSIDAD					[Lact] mmol·L ⁻¹	VOLUMEN				DENSIDAD		
			%VAM	%VO _{2max}	%FC _{reserva}	%FC _{max}	%UmAnae		T' TotalSesión	T' Rep	Nº Rep.	Nº Series	T' RecupRepet	T' RecupSeries	
Continuos	Continuo Extensivo	CE	R0 R1	< 65	< 65	< 65	< 70	70 - 65	1-2	varias horas - 30 min	varias horas - 30 min	-	-	-	-
	Continuo Intensivo	CI	R1 R2	65 - 80	65 - 80	65 - 80	70 - 80	70 - 80	1-2	90 min - 30 min	90 min - 30 min	-	-	-	-
	Continuo Variable 1	CV1	R1 R2	75 - 90	75 - 90	75 - 90	80 - 95	85 - 100	2-4	60 min - 30 min	> 5 min	-	-	-	-
			R0 R1	60 - 75	60 - 75	60 - 75	65 - 80	60 - 85			< 3 min	-	-	-	-
	Continuo Variable 2	CV2	R2 R3	85 - 95	85 - 95	85 - 95	90 - 95	100 - 110	4-6	40 min - 20 min	entre 3 y 5 min	-	-	-	-
R0 R1			60 - 75	60 - 75	60 - 75	65 - 80	60 - 85	> 3 min			-	-	-	-	
Fraccionados	Interv. Extensivo Largo	IEL	R2 R3	85 - 95	85 - 95	85 - 95	90 - 95	90 - 105	3-5	70 min - 45 min	15 min - 2 min	6 - 10	-	2 min - 5 min	-
	Interv. Extensivo Medio	IEM	R3 R3+ R4	90 - 105	90 - 105	90 - 105	95 - 100	-	6-8	45 min - 35 min	3 min - 1 min	12 - 15	-	1 min - 3 min	-
	Interv. Intensivo Corto	IIC	R3+ R4	100 - 115	100 - 115	-	-	-	8-14	30 min - 25 min	1 min - 20 s	3 - 4	3 - 4	30 s - 2 min	10 min - 12 min
	Interv. Intensivo Muy Corto	IIMC	R6	> 160	Velocidad Máxima			-	-	60 min - 50 min	15 s - 8 s	3 - 4	6 - 8	2 min - 3 min	5 min - 10 min
	Repet. Largas	RL	R4	105 - 120	-	-	-	-	8-14	70 min - 40 min	3 min - 2 min	3 - 6	-	10 min - 12 min	-
	Repet. Medias	RM	R5	120 - 140	-	-	-	-	15-20	70 min - 40 min	90 s - 45 s	3 - 6	-	10 min - 12 min	-
	Repet. Cortas	RC	R5 R6	140 - 160	-	-	-	-	10-15	70 min - 40 min	30 s - 20 s	6 - 10	-	8 min - 10 min	-
Control y Puesta a Punto	Competición y Control	CyC	Especif. Prueba	Misma que en Competición o ligeramente superior o inferior					Específico de la Prueba o ligeramente menor	70 min - 40 min	T'Comp o ±20%T'Comp	1 - 3	-	10 min - 20 min	-
	Series Rotas	SR	Especif. Prueba	Igual que en Competición						Variable según T' de la Prueba	Proporcional al número de tramos	1 - 3	-	2 min - 10 min	-
	Series Simuladoras	SS	Especif. Prueba								Variable según distribución esfuerzo	1 - 3	-	10 min - 20 min	-

Tabla 2 - Métodos de Entrenamiento

Tabla 10: Métodos de entrenamiento de la resistencia y su relación con referencias de test (Pallarés & Morán-Navarro, 2012).

2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2.1. HIPÓTESIS DE PARTIDA:

Es posible desarrollar un dispositivo tecnológico que, a través de feedback postural, permita intervenir en la modificación del rendimiento en términos de potencia entregada y/o mantenida.

2.2. OBJETIVOS SECUNDARIOS:

- Construir un dispositivo capaz de medir el grado de anteversión/retroversión pélvica.
- Construir un dispositivo capaz de proporcionar el feedback necesario para modificar el grado de anteversión/retroversión pélvica.
- Valorar la influencia de la modificación del grado de rotación de la pelvis durante el pedaleo sobre la producción de potencia.
- Valorar la influencia de la modificación del grado de rotación de la pelvis durante el pedaleo sobre la cadencia utilizada.
- Valorar la influencia de la modificación del grado de rotación de la pelvis durante el pedaleo sobre la estabilidad de la misma.
- Establecer una metodología del desarrollo y posterior aplicación de un dispositivo de feedback postural concurrente mediante la construcción de un sistema de inteligencia artificial basado en reglas.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

3.1. CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO Y SU SOFTWARE (METODOLOGÍA ESPECÍFICA DE DESARROLLO DE SOFTWARE). ESPECIFICIDAD DEL DISPOSITIVO PARA ESTA MEDICIÓN

Se diseñó un dispositivo ergonómico en el que los sujetos puedan adaptar los grupos IMU (Unidad de Medida Inercial) de sensores a su antropometría, correspondiendo cada grupo a un acelerómetro, giroscopio y magnetómetro tri-axial, obteniendo 9 valores de cada grupo de 3 sensores, los cuales requieren la implementación del algoritmo Dirección Coseno matriz (DCM), el cual se explicará posteriormente, para así obtener los ángulos de la posición de la espalda sobre su eje vertical (tilt y bend) y sobre su eje horizontal (twist).

Se implementó un sistema de lógica difusa, para facilitar el aprendizaje sobre las posturas incorrectas de la espalda, dónde si el ángulo de balanceo supera el umbral fijado por un especialista, los módulos vibratorios proporcionarán un estímulo y así ayudará a los individuos a recuperar la posición requerida, entrenando específicamente, a través de su mente, a los músculos, agonistas y antagonistas, que intervienen en el control postural. La adquisición de datos de movimiento y el estado de los módulos vibratorios se almacenan en una tarjeta de memoria SD incorporada en el dispositivo, o bien, se transmiten simultáneamente a un ordenador a través de un módulo Bluetooth para su posterior análisis.

3.1.1. Algoritmo dirección coseno matriz (DCM)

Inicialmente, el giroscopio se utiliza para medir velocidades angulares, estos tienen un error denominado bias que representa una media de desviación en la medición cuando el objeto no sufre ninguna rotación. Este error puede obtenerse e integrarse en el algoritmo para corregir la salida producida. Uno de los problemas de los giroscopios es que tienden a tener una cierta deriva (drift) que se puede ir acumulando en el tiempo y llegar a producir grandes errores de medición, siendo los giroscopios

muy fiables en mediciones de períodos cortos. Una forma de corregir esta desviación es integrando el sensor magnetómetro para evitarlas.

El dispositivo IMU propuesto está equipado por acelerómetros gravitacionales que permiten medir aceleraciones relativas al eje vertical. La mayor fuente de error de estos sensores es el denominado "Bias" y son muy sensibles a movimientos producidos por pequeñas fuerzas actuando en el objeto (cargar peso, actividad física...), siendo fiables en períodos largos de tiempo.

Finalmente, el dispositivo propuesto está equipado con magnetómetros. Los magnetómetros miden la fuerza y la dirección de un campo magnético local, permitiendo conocer la dirección norte del planeta Tierra.

Desde un punto de vista numérico, la orientación de la espalda (o cualquier punto de la espalda) puede ser descrita como matrices de rotación, describiendo la orientación de un sistema coordinado (espalda) en relación a otro (el planeta Tierra).

La espalda puede sufrir rotaciones en sus tres ejes X, Y, Z. Esto significa que puede haber 3 ángulos de rotación ϕ , θ , ψ , las cuales serán llamadas bend, tilt y twist respectivamente. Usando el norte magnético del planeta Tierra como marco de referencia, la orientación de la espalda es obtenida, aplicando consecutivamente el twist (R_z), tilt (R_y) y bend (R_x). Estas transformaciones son descritas como una matriz de ángulos de Euler (Castellanos & Suárez, 2017):

$$R_x = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad R_y = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{bmatrix} \quad R_z = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R(t) = R_z R_y R_x = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi & \sin \phi \sin \theta \cos \psi - \cos \phi \sin \psi & \cos \phi \sin \theta \cos \psi + \sin \phi \sin \psi \\ \cos \theta \sin \psi & \sin \phi \sin \theta \sin \psi + \cos \phi \cos \psi & \cos \phi \sin \theta \sin \psi - \sin \phi \cos \psi \\ -\sin \phi & \sin \phi \cos \theta & \cos \phi \cos \theta \end{bmatrix}$$

Entonces se puede expresar como una ecuación de rotación entre la Tierra y la espalda de la siguiente forma:

$$\begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{xy} & r_{xz} \\ r_{yx} & r_{yy} & r_{yz} \\ r_{zx} & r_{zy} & r_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = R \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix}$$

Donde u_x, u_y, u_z representa un vector de referencia con la Tierra, y v_x, v_y, v_z representa un vector de referencia con la espalda. La matriz R se suele llamar "Direction Cosine Matrix" (DCM) (Premerlani & Bizard, 2009). Expresando la ortogonalidad de la matriz R como:

$$\begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} = R^{-1} \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} = R^T \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{xx} & r_{yx} & r_{zx} \\ r_{xy} & r_{yy} & r_{zy} \\ r_{xz} & r_{yz} & r_{zz} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix}$$

Por lo tanto, el vector que representa la fila x de la matriz R, es la proyección del eje x del sistema de coordenadas de la tierra proyectada en el sistema de coordenadas de la espalda. Por lo tanto, el vector la columna x de la matriz R y es la proyección del eje x del sistema de coordenadas de la espalda proyectado al sistema de coordenadas de la Tierra.

Tomando en cuenta las implicaciones cinemáticas de la rotación de un cuerpo rígido, la evolución en el tiempo de la orientación de la espalda puede ser expresada en términos de su ratio de vector de rotación, que puede ser medido con el sensor giroscopio. La expresión resultante puede ser representada como:

$$r_e(t) = r_e(0) + \int_0^t r_e(\tau) \times d\theta(\tau) = \int_0^t r_e(\tau) \times w(\tau) d\tau$$

Siendo $r_e(t)$ el vector de rotación en referencia a la Tierra desde el plano del movimiento de la espalda con un ángulo de rotación θ ; y $r(0)$ los valores iniciales del vector. La integral representa el cambio en el vector y $w(t)$ representa el ratio de rotación del vector.

Estos vectores representan las filas de la matriz R. Y, por tanto, puede ser expresada en términos de matriz como:

$$r_e(t + dt) = r_e(t) + r_e(t) \times w(t) dt$$

Considerando esta ecuación para cada eje de la Tierra se obtiene:

$$R(t + dt) = R(t) \begin{bmatrix} 1 & -w_z(t) dt & w_y(t) dt \\ w_z(t) dt & 1 & -w_x(t) dt \\ -w_y(t) dt & w_x(t) dt & 1 \end{bmatrix}$$

Mediante esta ecuación, la matriz DCM puede actualizarse dinámicamente con los valores obtenidos del giroscopio. Sin embargo, se obtendrán ciertos errores de esta integración que se irán acumulando y pueden llegar a violar la ortogonalidad de R expresada en las anteriores ecuaciones. Por tanto, es necesario realizar un ajuste sobre estas ecuaciones para evitarlo.

En este punto, los ángulos de rotación de la espalda pueden obtenerse de la matriz R usando las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} \textit{Twist} &\rightarrow \psi = \arctan(r_{yx}, r_{xx}) \\ \textit{Tilt} &\rightarrow \theta = \arctan\left(\frac{r_{zx}}{\sqrt{r_{zy}^2 + r_{zz}^2}}\right) = -\arcsin(r_{zx}) \\ \textit{Bend} &\rightarrow \phi = \arctan(r_{zy}, r_{zz}) \end{aligned}$$

Sin embargo, tal como se ha comentado anteriormente, los giroscopios no son suficiente fiables para realizar mediciones a largo tiempo debido al "Drift" que se va acumulando en el tiempo. Por tanto, necesitan ser corregidos sus valores a largo plazo. Esto puede expresarse con la siguiente ecuación:

$$w(t) = w_{gyro}(t) + w_{correction}(t)$$

La integración de diversos sensores para realizar mediciones en los 3 ejes de libertad de un objeto ha sido estudiada en varios trabajos de investigación, por ejemplo Figuero, Rodríguez, Sande, Peña y Rabuñal (2018). En general, las velocidades angulares se utilizan como primer valor de información de orientación para obtener los ángulos de giro y combinarse con otros sensores para compensar los errores de "drift". Otros trabajos de investigación utilizan filtros adicionales como "Kalman filter". En el dispositivo diseñado para este trabajo de investigación se utilizan los valores del sensor magnetómetro y sensor acelerómetro para obtener unos valores más precisos y libres de errores de "drift".

En el sistema propuesto se utilizan 2 correcciones, en la primera se utiliza el sensor magnetómetro para corregir la orientación de la espalda (eje Z o twist). Para obtener este vector de corrección, para cada operación se realiza el producto entre el vector de referencia medido y la matriz R, como segunda corrección.

En el primer paso, se obtiene el "twist" (rotaciones en el eje Z, con ángulo ψ) considerado como las desviaciones en relación a la superficie de la Tierra. Para ello, el sensor magnetómetro produce una función coseno del ángulo en X, Y, Z en relación al campo magnético de la Tierra (norte, este and las componentes verticales del campo magnético). El campo magnético necesita también ser corregido en los ángulos ϕ y θ respectivamente. Esto puede ser expresado como:

$$\begin{aligned}x_c &= x_{mag} \cos(\theta) - z_{mag} \sin(\theta) \\y_c &= y_{mag} \cos(\phi) + z_{mag} \sin(\phi)\end{aligned}$$

Donde x_{mag} , y_{mag} , z_{mag} representan la salida del sensor magnetómetro, x_c , y_c , z_c son los valores corregidos y ϕ , θ se obtienen de la matriz DCM. Una vez que los componentes magnéticos son corregidos para el plano horizontal (necesario para conocer la orientación de la espalda), y transformarlo entonces en 2D sobre este plano horizontal $Z=0$, con los componentes (x_c, y_c) . De esta manera, se puede obtener el valor de orientación de la espalda o Twist como:

$$\begin{aligned}
Twist_{mag} &\rightarrow \phi_{mag} = \arctan(y_c, x_c) \\
x_c &= \cos(\phi_{mag}) \\
y_c &= \sin(\phi_{mag})
\end{aligned}$$

Tomando estas ecuaciones en su conjunto, y dado que las mediciones de magnetómetros se realizan en el sistema de coordenadas de la Tierra, se estima el vector de corrección del Twist. El vector de corrección se estima con el producto del vector medido por los magnetómetros y la proyección del eje X de la espalda en el plano Z = 0 de la tierra (que representa el suelo de la tierra). A continuación, el resultado obtenido se traduce al sistema de coordenadas de la espalda con la matriz R. Esto se calcula de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
Correction_{Twist,Earth} &= \begin{bmatrix} r_{xx} \\ y_{yx} \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ r_{xx}y_c - r_{yx}x_c \end{bmatrix} \\
Correction_{Twist} &= R^T Correction_{Twist,Earth} = \begin{bmatrix} r_{zx} (r_{xx}y_c - r_{yx}x_c) \\ r_{zy} (r_{xx}y_c - r_{yx}x_c) \\ r_{zy} (r_{xx}y_c - r_{yx}x_c) \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

Igualmente se establecen pasos similares para realizar las correcciones adecuadas para obtener los ángulos de movimiento de la espalda en el eje vertical "pitch" y "roll" con un alto grado de precisión.

En el paso siguiente, roll y pitch (rotaciones en los ejes X e Y, con ángulos ϕ , θ) se calculan a partir de los acelerómetros.

La salida de los acelerómetros indicará la aceleración de la gravedad menos la aceleración en los ejes X, Y, Z con una fiabilidad a largo plazo. Por lo tanto, las mediciones de bend y tilt se pueden corregir simplemente estimando la posición del vector de la gravedad. Sin embargo, las mediciones de la gravedad obtenidas por los acelerómetros serán sólo fiables cuando la columna vertebral no se esté acelerando, ya

que la aceleración debida a fuerzas de no gravedad interferirá con la estimación de la gravedad.

En un escenario general, los principales componentes de la aceleración no gravitacional serán la aceleración directamente inducida por el movimiento y la aceleración centrífuga causada por la inercia de un cuerpo giratorio.

Una persona en reposo, no permanecerá estacionario, por lo tanto sufrirá de aceleraciones y deceleraciones mínimas hacia adelante, hacia atrás y de lado a lado debido a la estabilidad muscular, el cual permite al individuo mantenerse firme y moverse, mediante el control de su sistema nervioso.

En este trabajo se llevará a cabo la suposición de que no existen problemas en el sistema nervioso de los individuos, como así que sus sistemas musculares contrarrestan estas aceleraciones y deceleraciones mínimas, y que estas aceleraciones se cancelan a medio y largo plazo, de manera que, en promedio, las aceleraciones del cuerpo pueden ser ignoradas. Por lo tanto, los valores de aceleración usados son valores promediados con una frecuencia más baja que los giroscopios y los valores extremos se filtran explícitamente si la magnitud del vector de aceleración es inferior a 0,5 g o superior a 1,5 g. Siendo 1g la magnitud de la fuerza de la gravedad en la tierra (9.80665 m / s²).

Teniendo esto en cuenta, los acelerómetros nos darán una medida de referencia para el vector de gravedad en el marco del cuerpo de referencia, y el tilt y bend se pueden calcular directamente a partir de las mediciones de los acelerómetros como sigue:

$$Tilt_{acc} \rightarrow_{acc} = \arctan\left(\frac{x_{acc}}{\sqrt{y_{acc}^2 + z_{acc}^2}}\right) = \arcsin(x_{acc})$$

$$Bend_{acc} \rightarrow_{acc} = \arctan(y_{acc}, z_{acc})$$

Dónde x_{acc} , y_{acc} , z_{acc} representan la salida de los acelerómetros.

En este punto, el vector de corrección para el tilt y twist, es proporcionado simplemente por el producto cruzado del vector de medición de giroscopios y el vector

de gravedad de la tierra proyectado (el eje Z) al sistema de coordenadas de la columna vertebral. Esto puede expresarse de la siguiente manera:

$$Correction_{Tilt Bend} = \begin{bmatrix} r_{zx} \\ r_{zy} \\ r_{zz} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x_{acc} \\ y_{acc} \\ z_{acc} \end{bmatrix}$$

Dónde, r_{zx} , r_{zy} , r_{zz} es la fila Z de la matriz dirección coseno.

Finalmente, los vectores de corrección bend-tilt-twist se ponderan y se alimentan a un controlador de realimentación proporcional más una integral (PI).

$$Out_{PI}(t) = K_p e(t) + K_I \int_0^t e(\tau) d\tau$$

Dónde $Out_{PI}(t)$ es la salida del controlador PI, K_p y K_I son parámetros de ajuste constantes llamados ganancia proporcional e integral respectivamente, y $e(t)$ representa el error de estimación en el momento t .

La salida del controlador PI será el término de corrección aditiva a la salida de los giroscopios, y que se utilizará para actualizar la matriz R. En la práctica, este valor de corrección se calcula de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} w_{correction}(t) &= w_p(t) + w_i(t) + K_I e(t) dt \\ w_p(t) &= K_p e(t) \\ w_i(t) &= K_I e(t) \\ e(t) &= W_{Twist} Correction_{Twist}(t) + W_{Tilt Bend} Correction_{Tilt Bend}(t) \end{aligned}$$

Dónde W_{Twist} y $W_{Tilt-Bend}$ son parámetros ponderados que pueden ser ajustados empíricamente para proporcionar una respuesta rápida respecto al tilt y bend como se justifica en Premerlani y Bizard (2009), K_p y K_I se sintonizan usando el método Ziegler-Nichols. El esquema expuesto a continuación representa el DCM algoritmo implementado en el dispositivo de corrección postural.

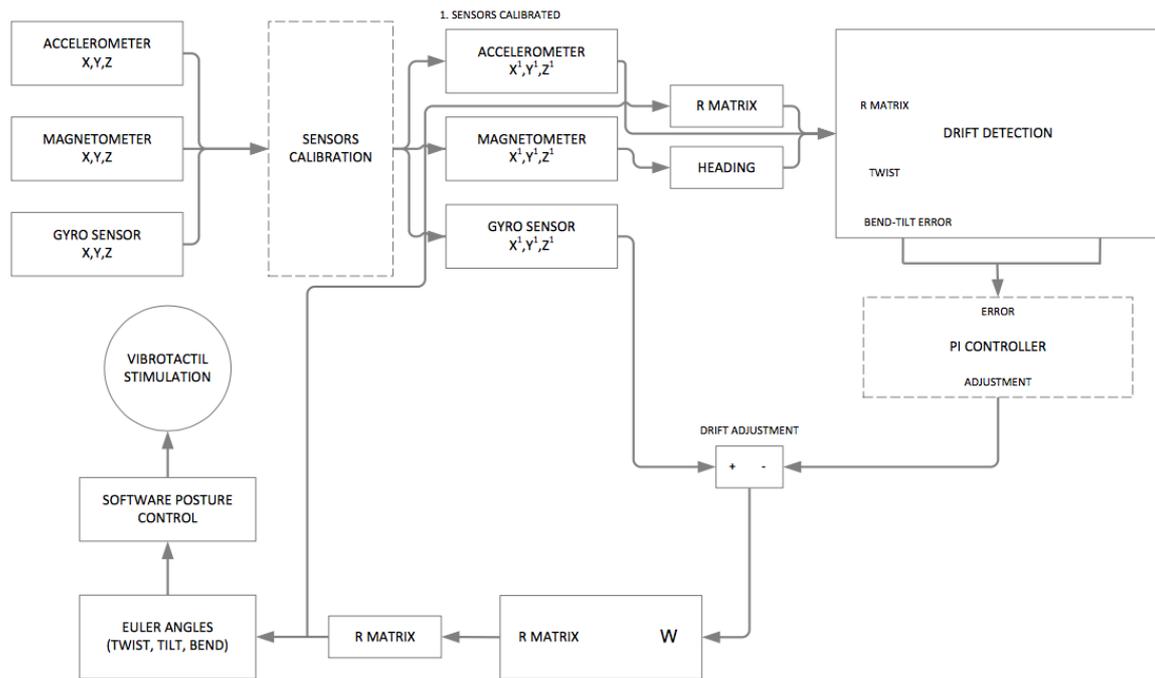


Figura 90: Esquema de la implementación del algoritmo DCM en el dispositivo de control postural. Elaboración propia.

En cuanto al diseño del producto, se ha realizado con el objetivo de presentar una serie de características que lo hagan más accesible y práctico al usuario. A continuación se mostraran dichas características:

Debe ser un dispositivo no invasivo, seguro de usar y efectivo, con resultados orientados a las prácticas del usuario. Además, en cuanto al manejo debe ser portátil, asequible, duradero, programable, con una batería suficientemente extensa y con una interfaz que sea interactiva y cómoda con el usuario. Enfocando los objetivos en la precisión y calidad de los resultados, el dispositivo debe presentar un lector del sensor en tiempo real, una precisión hasta el punto decimal de grados, una utilización y registro de los datos, métricas objetivas para medir el progreso y probar los resultados, un ambiente gráfico, visualización de los datos y una comunicación inalámbrica de datos y gráficos útiles a otros dispositivos y a otras partes. Finalmente, refiriéndose al diseño del producto, éste debe presentar un diseño ergonómico, debe ser cómodo de llevar, generar un estímulo adecuado y entrenar al cuerpo a adaptar la postura apropiada.

3.1.2. Descripción y funcionamiento del dispositivo

El dispositivo eBack surge con el objetivo de mejorar el manejo de la patología desde la fase de prevención hasta el tratamiento y rehabilitación de los daños causados por la lumbalgia.



Figura 91: Visión externa del primer prototipo de eBack. Elaboración propia.

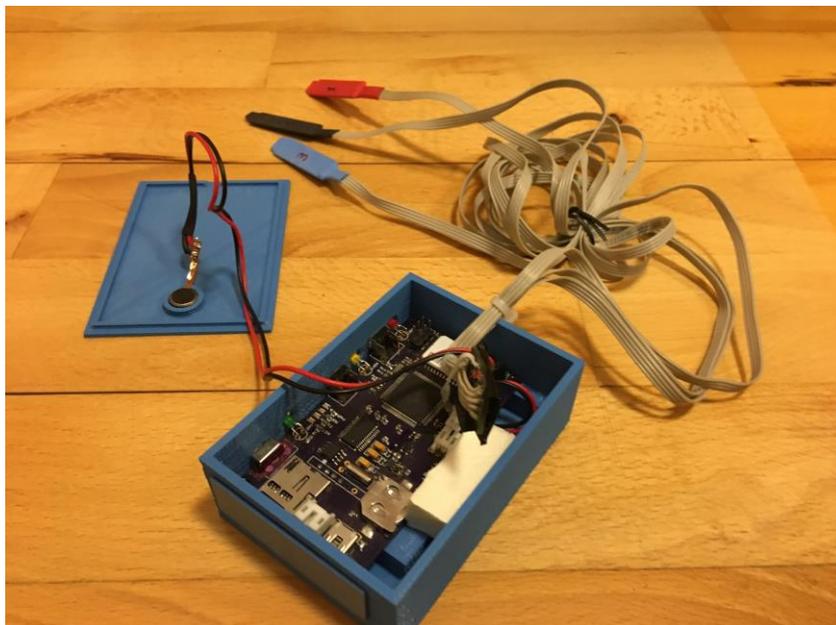


Figura 92: Detalles internos del primer prototipo de eBack. Elaboración propia.

El diseño inicial se fue mejorando para conseguir una colocación sencilla así como una transmisión inalámbrica de los datos.



Figura 93: Versión mejorada del dispositivo eBack. Elaboración propia.

Finalmente se trató de construir un dispositivo en el que, además de las mejoras anteriores, el usuario pudiera manejar fácilmente el interfaz incorporando un sistema de botones y sujeción que mejoró notablemente su funcionalidad.



Figura 94: Prototipo final del dispositivo eBack. Elaboración propia.

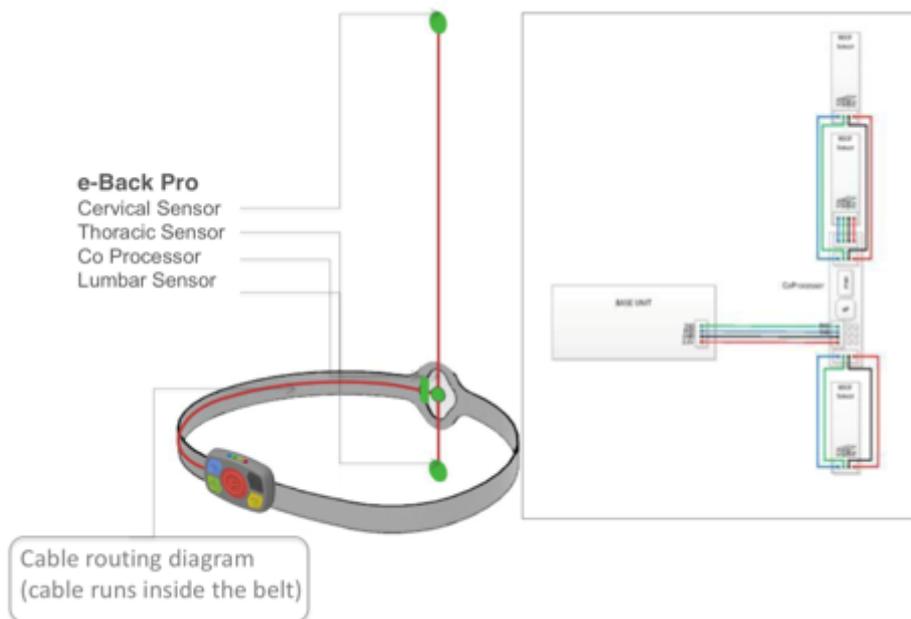


Figura 95: Elementos del prototipo final del dispositivo eBack. Elaboración propia.

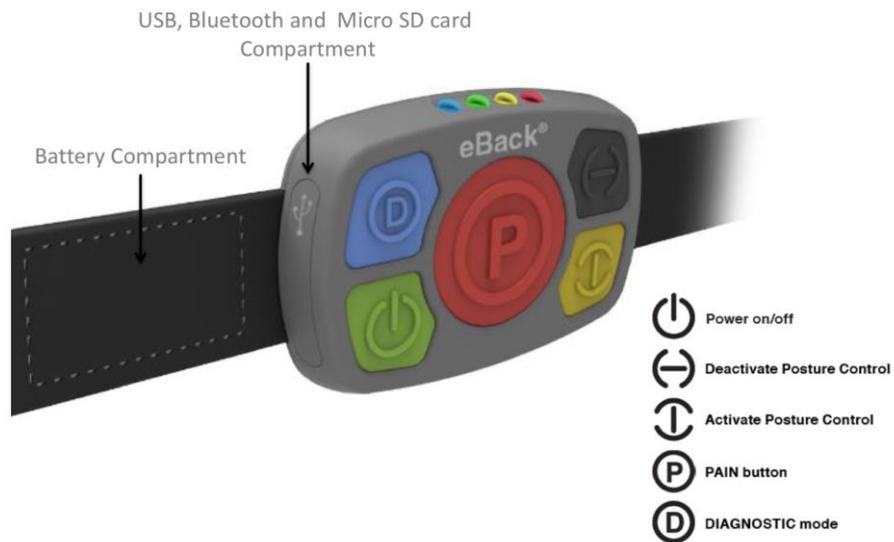


Figura 96: Detalles de pulsadores del prototipo final del dispositivo eBack. Elaboración propia.

El dispositivo con el que se realizó la fase experimental se compone de un cinturón a colocar en torno a la zona lumbar complementado con tres sensores a ubicar en las zonas cervical, torácica y lumbar (planos x, y, z de posibles movimientos de la columna vertebral) que miden en tiempo real las coordenadas del grado de inclinación, del grado de curvatura y del grado de giro de la espina dorsal y registran la posición relativa entre ellos. El dispositivo dispone de un procesador, cuyas dimensiones (de 12

mm x 88 mm x 50 mm), incorporan funcionalidades de registro de datos y comunicación con PC (bluetooth, entrada USB y Micro Compartment). Este dispositivo ha sido diseñado para su uso en población no pediátrica, debido a sus dimensiones. Actualmente los sensores se adhieren a la piel del sujeto usuario con apósitos desechables.



Figura 97: eBack utilizado para este estudio. Elaboración propia.

Una vez situado cada sensor en el lugar adecuado, se procede a calibrar el dispositivo, estableciendo la postura deseada por el experto. Asimismo se establece por el experto un grado de tolerancia a pequeñas desviaciones de esta postura. Finalmente también se especifican intervalos temporales destinados a activar y desactivar la alarma de vibración cuando el grado de tolerancia sea rebasado.

El microprocesador de la unidad central recoge datos de los tres sensores y genera una alarma visual y vibrante cuando detecta una posición incorrecta. Esta postura incorrecta es aquella en la que las coordenadas de los sensores se desvían del

rango de grados permitido durante un periodo que excede al tiempo programado por el experto.



Figura 98: Diseño de los elementos del dispositivo eBack. Elaboración propia.

El dispositivo está compuesto de un cinturón sobre el que se sitúa uno de los sensores y dos sensores más que pueden ser ubicados donde lo desee el usuario. Estos sensores están conectados a la unidad central a través de un cable. La ubicación de los sensores en el cuerpo se realiza mediante adhesivos similares a los utilizados en electrocardiografía.



Figura 99: Adhesivos para la colocación de los sensores. Elaboración propia.

Una colocación estándar se muestra en la figura

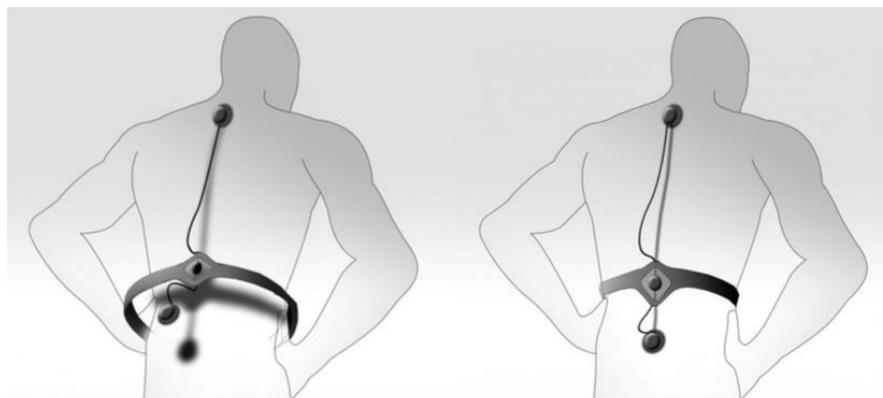


Figura 100: Colocación estándar del eBack. Elaboración propia.

La unidad central es alimentada por una batería que también suministra energía a los sensores y cuya autonomía oscila alrededor de las ocho horas de funcionamiento continuo.

El eBack puede conectarse a un ordenador vía USB para su programación y configuración por el usuario así como para el cambio de batería.

La unidad central es manejada a través de tres botones y controlada con cuatro leds. Estos permiten el encendido y apagado así como la activación y desactivación del control postural. Los leds se iluminan para indicar la situación de encendido así como una posición dentro y fuera del rango permitido.

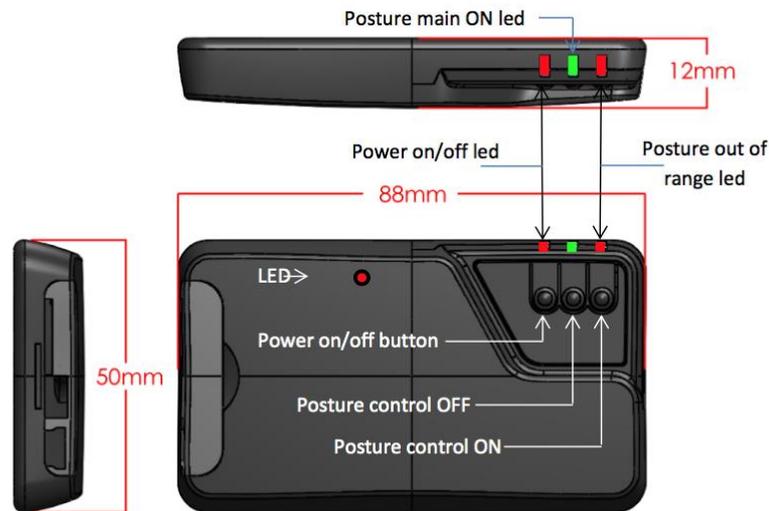


Figura 101: Detalles de la unidad central del eBack. Elaboración propia.

Asimismo la unidad central almacena una tarjeta micro SD donde se registran coordenadas proporcionadas por los tres sensores en cada segundo de funcionamiento. También se almacena la fecha y hora de la posición y si esta posición está o no dentro del rango permitido.



Figura 102: Almacenamiento interno en el eBack. Elaboración propia.

Una vez en funcionamiento la unidad central recibe información de los tres sensores. Si la posición registrada está fuera del rango permitido durante más del tiempo configurado por el usuario, se activa el vibrador ubicado en la unidad central. La vibración producida es similar a la de un teléfono móvil. Dos leds indican que la posición está fuera de rango y que se ha excedido el tiempo permitido.

La posición correcta puede ser configurada mediante uno de los botones de la unidad central o mediante el software de control cuando se conecta a un ordenador.

El control postural es realizado mediante la información proporcionada por los tres sensores que no es otra que los ángulos de inclinación en los tres ejes según se muestra en la figura

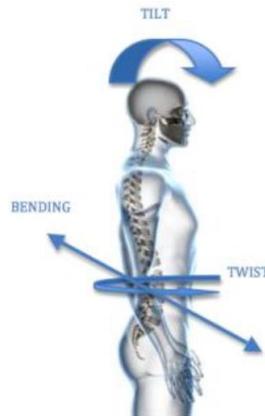


Figura 103: Movimientos monitorizados por cada sensor del eBack. Elaboración propia.

Los rangos permitidos se referencian sobre las coordenadas de la posición correcta y se miden en grados en los tres ejes. Todo ello se puede configurar en el software de control con el eBack conectado al ordenador vía USB.

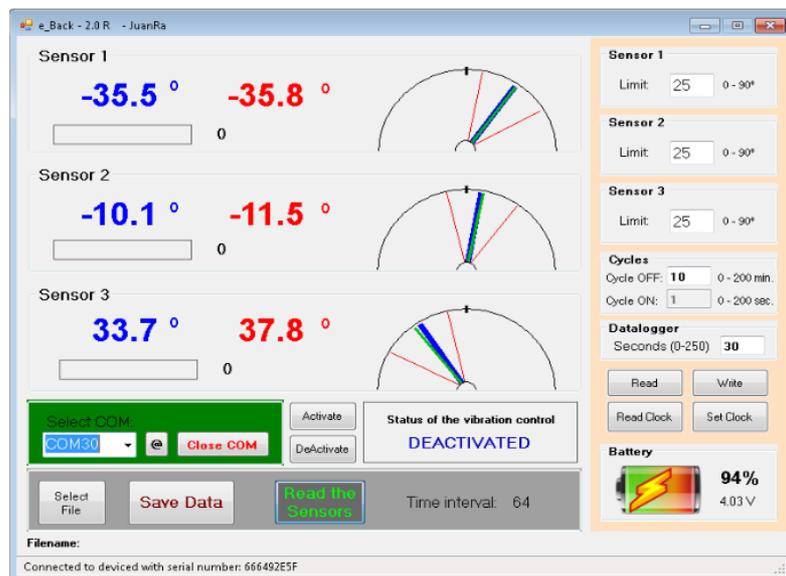


Figura 104: Ventana de monitorización del movimiento de rotación anteroposterior. Elaboración propia.

En la columna derecha de la figura están los parámetros de configuración del dispositivo. Por un lado se encuentran los rangos permitidos para cada sensor que

impiden que se active el control de postura incorrecta. Por otro lado está el número de segundos permitido antes de que se active la vibración de alerta.

Tanto la colocación de los sensores como su calibración han de ser realizadas por un profesional que verifique la correcta ubicación de los primeros y guíe al sujeto para que la postura que se adopte durante la calibración, sea la adecuada.

Una vez establecida la posición basal, el aparato comienza a registrar la posición relativa entre los tres sensores. Este registro continua siempre que el sujeto lo lleve puesto.

En el momento en el que la postura que adopta el sujeto se desvía durante más de un determinado periodo de tiempo de la basal (parámetro a configurar por el profesional), la unidad vibra enviando un estímulo al sujeto para que corrija su posición en el momento en el que el sujeto recupera la posición neutra. Gracias a sus tres sensores, eBack es capaz de identificar posiciones incorrectas tanto en el plano coronal, como en el plano medio y el transversal.

El procesador que incorpora registrará las posiciones incorrectas, así como la fecha y la hora en la que han tenido lugar. Por último, el usuario podrá extraer y visualizar gráficamente los datos registrados por el procesador a través de la conexión de la unidad con un PC (mediante USB / bluetooth).



Figura 105: Visualización de los resultados que presenta como salida el dispositivo eBack. Elaboración propia.

Los niveles de retroalimentación vibrotáctil se han determinado utilizando una serie de reglas, basadas en la supervisión de un equipo profesional-asistencial, que ha definido tanto los rangos y parámetros, como la interrelación biomecánica entre las secciones de la columna vertebral a través del dispositivo que aquí se presenta, mediante los ángulos de Euler obtenidos mediante el algoritmo DCM.

Como cada persona tiene un diferente desarrollo biomecánico, el dispositivo permite fijar los rangos iniciales por cada tipo de individuo, como así el tiempo de respuesta al aprendizaje deseado, ya que el dispositivo se puede adecuar a las diferencias antropométricas de los individuos.

Se han denominado dos estados para el control del módulo vibratorio en tiempo real, siguiendo la lógica:

- Estado 0: La posición actual es correcta.
- Estado 1: La posición actual es incorrecta, se activa el modulo vibratorio.

En funcionamiento, el dispositivo eBack espera un tiempo X (programable) cuando está fuera de los límites de su posición correcta (medidos en grados), cuando el usuario sobrepasa el límite, el dispositivo se activa y produce una vibración. Si el usuario vuelve a la posición correcta éste deja de vibrar, pero si vuelve a una posición incorrecta vibra inmediatamente. Para pasar al otro estado necesita esta un determinado tiempo en la posición correcta.

El profesional establece a través del software tanto los intervalos de desviación admisibles para cada sección de la columna que consideren adecuados para cada individuo, como el periodo de activación de aprendizaje, que se puede ir reduciendo en cuanto el dispositivo registre mejoras en las desviaciones de la columna. Este periodo de activación también evita que se active el dispositivo en los movimientos bruscos durante la actividad cotidiana o de otra actividad, evitando que se accionen los estímulos vibratorios, claro es, si no es superado el período de activación predeterminado.

Una vez fijados los intervalos, y una vez el usuario se encuentre en la correcta posición biomecánica para la actividad que se va a desarrollar, es determinada la

posición ideal en el dispositivo. Ésta estará comprendida en el intervalo establecido previamente por el software. Por consiguiente, cuando no se traspasa este intervalo, se considera que el individuo se encuentra en una posición correcta (Estado 0); consecuentemente, si dicho intervalo es superado se producirá la activación vibrotáctil y cambiará al Estado 1, hasta que el usuario vuelva a adoptar la posición adoptada como correcta, de manera que su estado vuelva a ser 0 siendo determinante en todo momento los tiempos preestablecidos.

A continuación se enumeran las ventajas competitivas de los paquetes de servicio para la detección de la corrección postural, apoyados en el dispositivo eBack:

- Confiable

Paquetes de ejercicios pre-configurados por especialistas de la actividad estudiada, con el foco puesto en la evidencia científica y la seguridad del usuario.

- Flexible y adaptable

Permite la parametrización de los paquetes de ejercicios por parte del profesional en función de las características del usuario final (siempre dentro de unos términos prefijados).

- Preciso

Los tres sensores del dispositivo de soporte le permiten identificar la desviación de una posición predefinida con gran precisión.

- Seguro

El dispositivo, que ha de ser colocado y parametrizado por un profesional. El dispositivo será empleado para avisar al usuario si durante la ejecución de los ejercicios alcanza la posición límite, evitando posibles consecuencias negativas del ejercicio pautado (incremento de la seguridad). Asimismo permitirá avisarle mediante vibración de los ritmos del ejercicio y/o al finalizar las repeticiones

pautadas. Constituye una medida de seguridad adicional cuando el usuario ejecuta la actividad sin supervisión o en grandes grupos supervisados.

- Eficaz

El dispositivo de apoyo avisa mediante vibración al sujeto para que corrija su posición, si se desvía durante un tiempo marcado de la posición basal establecida. El efecto sobre la corrección postural es mayor al emplear un sistema de biofeedback.

- Facilidad de uso

Todos los paquetes incorporarán un módulo dirigido al profesional encargado del tratamiento o del desarrollo de la acción preventiva/formativa, que permita de manera sencilla desarrollar su curva de aprendizaje en el uso y explotación del producto de forma cómoda y rápida.

Se prestará especial atención a la fácil interpretación de resultados, que pueden ser extraídos actualmente en formato Excel.

3.2. REALIZACIÓN DEL PROTOCOLO DE VALORACIÓN

Se han seleccionado 20 sujetos practicantes de ciclismo con diferentes niveles de rendimiento y de diferentes edades y sexo. Todos ellos dedican entre 1 y 4 sesiones a la semana al entrenamiento con bicicleta. Se les ha explicado el objetivo del estudio y se les ha pedido que lo integren dentro de su semana de entrenamiento de manera que la realización de los test sea anterior a cualquier entrenamiento de ese día.

3.2.1. Instrucción sobre movilidad pélvica

Para asegurar una correcta realización del protocolo se ha instruido a todos los sujetos acerca de los conceptos de anteversión y retroversión pélvica. Asimismo se les ha monitorizado la ejecución de ambos movimientos desde un punto de vista genérico (sin bicicleta) sobre un fitball.



Figura 106: Basculación pélvica sentado en fitball. www.espaupilates.com.

Con el fin de hacer este protocolo lo más específico a la valoración posterior se le ha pedido a los sujetos que hagan rodar un balón suizo recorriendo la mayor distancia posible. La posición de partida será la de sentado con ángulo de rodilla 90° y ángulo de cadera-hombro-codo de 90°.

Asimismo se les ha repetido este ejercicio sentados encima de la bicicleta después de realizar el bike-fit.



Figura 107: Basculación pélvica sobre la bicicleta. Elaboración propia.

En este último caso se les pidió:

1. Una posición de anteversión máxima sin pedaleo.
2. Iniciar un pedaleo muy suave.
3. En función de la estabilidad del valor de la anteversión máxima se les pidió recuperar su posición habitual en caso de una oscilación elevada.

4. Si no hubiese demasiada oscilación (3-4 grados) se registró el valor medio de esa oscilación como anteversión Máxima.
5. Si hubiese mucha oscilación se repetiría el proceso desde el paso 3 hasta que el sujeto lograra un valor medio de anteversión máxima dentro del rango admitido y citado anteriormente.

El valor ANTMAX se utilizará posteriormente para calcular cual es la medida del grado de retroversión pélvica desde esa anteversión máxima y así tratar de analizar las variaciones de posición que el sujeto experimenta en las distintas fases del test.

3.2.2. Colocación del dispositivo eBack

Uno de los tres sensores del dispositivo eBack se sitúa sobre la parte inferior del hueso sacro. Esta es una ubicación sencilla de localizar con exactitud y ofrece variaciones meticulosas acerca del grado de rotación pélvica. Los otros dos sensores no se utilizan en este estudio por no ser necesarios para los objetivos fijados en el mismo.



Figura 108: Ubicación del hueso sacro. www.fisioterapia-online.com.



Figura 109: Colocación del eBack (cinturón y sensor). Elaboración propia

El cinturón del eBack se situó alrededor del tronco del sujeto por encima de las crestas ilíacas de manera que ofreciese una señal de vibración fácil de percibir y no molestara la ubicación de la banda del pulsómetro ni la ejecución del pedaleo.

3.2.3. Colocación del pulsómetro

A todos los sujetos se les colocó una banda modelo Garmin en el pecho para registrar los valores de frecuencia cardíaca. Además se contó con un receptor de las señales recogidas por la banda modelo Garmin Fenix 3 HR. Este receptor estaba situado en las inmediaciones del sujeto y se comunicaba con la banda vía Bluetooth.



Figura 110: Ubicación del eBack y la banda del pulsómetro. Elaboración propia.

3.2.4. Medición antropométrica del sujeto y modificación de las medidas en la bicicleta ergométrica (bikefit)

Para homogeneizar las condiciones en las que la muestra ejecuta los test se realizarán todas las valoraciones sobre una bicicleta ergométrica modelo Cardgirus en la que se programarán las variaciones de potencia durante el test. Esta bicicleta permite modificar la altura y el retroceso del sillín, la distancia del sillín al manillar y la diferencia de altura entre el sillín y el manillar con lo que se asegura una mínima adaptación de la bicicleta a las características individuales del sujeto que facilitan la realización del test en condiciones máximas.

Las medidas a determinar son las siguientes:

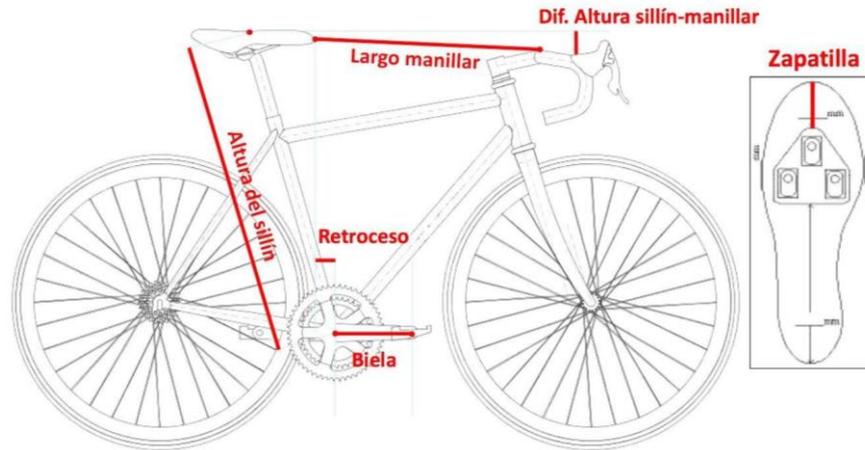


Figura 111: Representación de las medidas relevantes para el sistema ciclista-bicicleta. Ferrer y García-López (2017).

Para determinar la altura del sillín se realiza la medición de la altura de la entrepierna del sujeto según el siguiente procedimiento:

Se mide la altura de la entrepierna según se muestra en la figura y se multiplica por 0,885 (método Lemond) (Lemond, 1990). Para tomar esta medida se necesita un tubo de un diámetro de entre 5-6 cm, que simule un sillín, un nivel y un metro. El ciclista separará los pies aproximadamente la distancia que existe entre los pedales y por supuesto se tomará la medida sin zapatos. El mismo ciclista se presionará el tubo tal como aparece en la foto simulando el sillín. Seguidamente pondrá el nivel sobre el tubo para asegurarse que éste está en posición horizontal, y se tomará la medida desde el suelo hasta el extremo superior del tubo. Esta medida se toma en cm.



Para determinar el retroceso del sillín se realiza el siguiente procedimiento:

Se mide la longitud del fémur y se multiplica por 0,1345. Para medir la longitud del fémur se sitúa al sujeto sentado como en la imagen, formando un ángulo recto entre el fémur y la tibia y se marca en la inserción del fémur con la tibia. Tal y como se ve en la imagen se toma la medida del fémur y de la tibia.



Figura 113: Medición de la longitud del fémur. www.maxciclismo.com.

La longitud de la biela será la misma para todos los sujetos pues forma parte de la estructura de la bicicleta ergométrica y su medida es 172,5 cm.

La longitud entre sillín y manillar así como su diferencia de altura se determinan cumpliendo los requisitos del ángulo del torso expuestos en el apartado de bike-fit. (*Bike fast fit, s.f.*).

Ángulo del torso es el ángulo formado por el hombro, cadera y una línea horizontal. El ángulo del torso se mide con las manos del ciclista en manetas para bicicletas de carretera. Torso ángulo se puede ajustar tanto por elevar el sillín o cambiando el ángulo de la potencia y/o longitud.

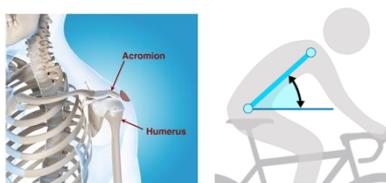


Figura 114: Localización de punto articular del hombro. www.bikefastfit.com.

Ángulos de torso más altos son generalmente más cómodos. Los ángulos del torso inferiores son generalmente más aerodinámicos, pero requieren de adaptación y flexibilidad de los isquiotibiales. Los profesionales del entrenamiento en ciclismo se inclinan por una posición más vertical en las manetas. Esto proporciona una mejor respiración y la energía es mayor. Si se desea obtener una posición más aerodinámica puede usar el agarre inferior. Esta posición supone cambios drásticos y perfectamente identificables en el grado de rotación pélvica como se verá más adelante.

Los ángulos se ajustan teniendo en cuenta el nivel del sujeto así como su grado de flexibilidad: Principiante: 45 a 60 grados, Intermedio: 40 a 45 grados, Avanzado: 30 a 40 grados, Élite: 25 a 35 grados.

La configuración del ajuste de la zapatilla de ciclismo no se realiza sino que se respeta la que el sujeto tenga en su propio calzado en el caso de que el test se realice con zapatillas específicas de ciclista. En el caso de realizarse con calzado deportivo convencional no específico se utilizarían rastrales.

3.2.5. Realización del primer test de Potencia Aeróbica Máxima (PAM)

Como ya se ha comentado, antes de la realización de este test se procede a la determinación de la posición de anteversión máxima de pelvis sobre la bicicleta. Para ello se le pide al sujeto que, subido a la bicicleta en su posición natural con las manos sobre el manillar y los pies sobre los pedales, realice una rotación de la pelvis hacia delante hasta llegar a su grado máximo. Esta posición (ANTMAX) será almacenada por el dispositivo eBack mediante la opción de recoger postura deseada.

A continuación se realizará un test incremental progresivo máximo en rampa para valorar la potencia aeróbica máxima. El protocolo escogido incluye:

- Un calentamiento durante 3 minutos a 50 vatios pedaleando al menos a 60 rpm.
- A partir de este momento comienza la prueba en la que progresivamente se irán aumentando 1 vatios cada dos segundos (se replican los protocolos

habituales en los que se aumentan 30 vatios cada minuto) hasta que el sujeto decida parar o bien su frecuencia de pedaleo baje de 60 rpm. La programación de la bicicleta hace que el sujeto deba entregar siempre los valores de potencia prefijados independientemente de la frecuencia de pedaleo que utilice. A menor frecuencia mayor resistencia y viceversa.

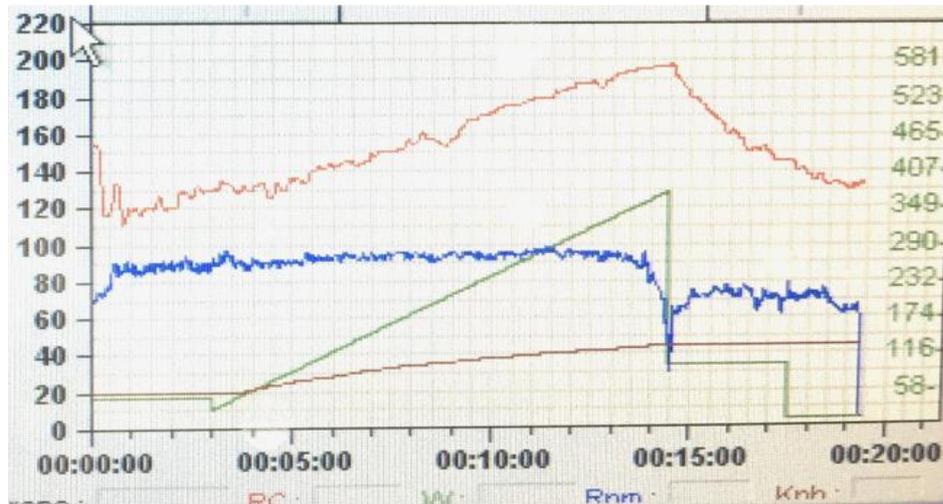


Figura 115: Pantalla de Cardgirus con gráficas de potencia, cadencia y frecuencia cardíaca. Elaboración propia.

Durante la realización de este test se recogen, con una frecuencia de muestreo de 30 segundos, datos sobre la frecuencia de pedaleo. Además se registra la frecuencia cardíaca con un muestreo de un dato por segundo y, por último, la posición de la pelvis según los grados de retroversión tomando como referencia la anteversión máxima es recogida por el eBack que almacena 12 valores cada segundo.

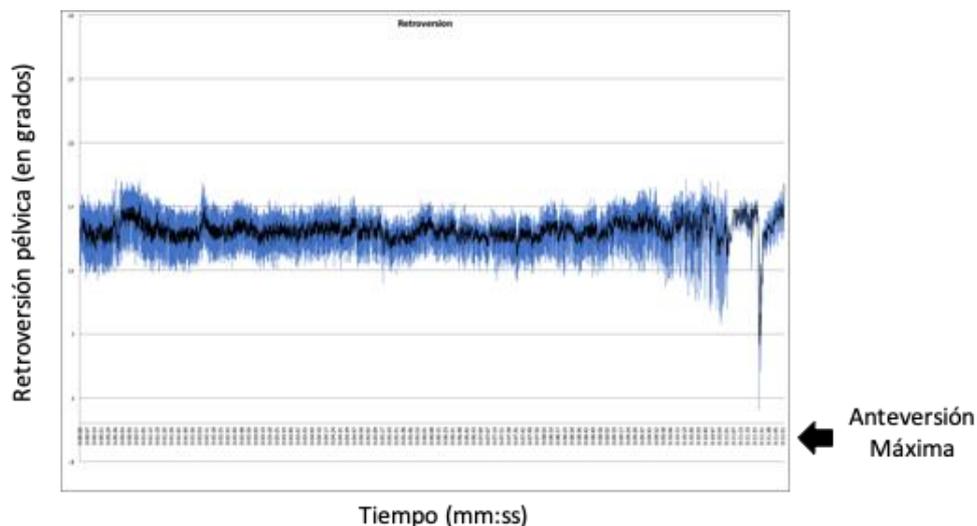


Figura 116: Gráfica de registro (eBack) del grado de retroversión pélvica. Elaboración propia.

Una vez terminado el test se almacenan los valores de potencia aeróbica máxima (PAM) y frecuencia cardíaca máxima (FCMax). Igualmente se calcula la media de las retroversiones pélvicas registradas durante el test (RPMed).

3.2.6. Realización del segundo test de Potencia Aeróbica Máxima (PAM)

Con un periodo suficiente de recuperación de al menos 48 horas se procede a la realización de un segundo test, controlado éste mediante el dispositivo eBack. El protocolo utilizado es el mismo que en el primer test pero, previamente el sujeto es llevado hasta su posición de anteversión máxima sobre la bicicleta. Desde esta posición y con ayuda del dispositivo eBack se limita la retroversión pélvica hasta la mitad de la media calculada en el test anterior ($RPMed/2$).

Mediante este valor se intenta adaptar la limitación a las características individuales de rango de movilidad: Aquellos sujetos con una retroversión pélvica elevada durante el pedaleo tendrán su limitación en un valor proporcionalmente más alto. Por otra parte, quienes ya pedalean cerca de su anteversión máxima variarán poco su posición.

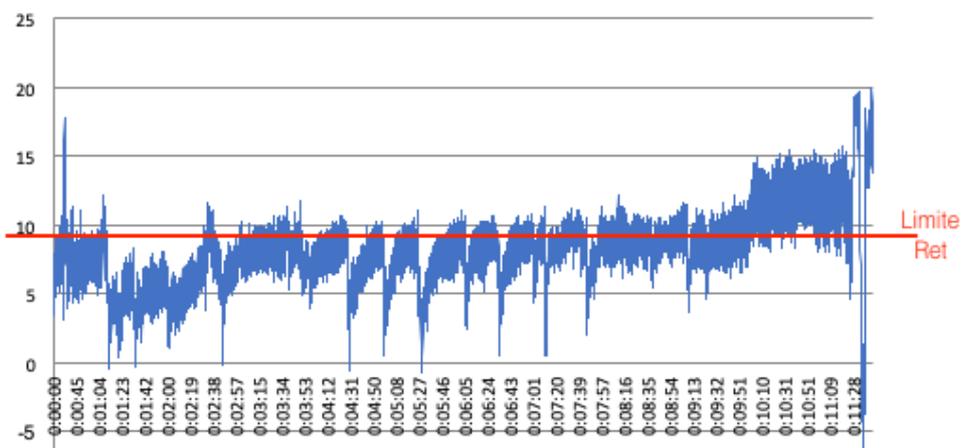


Figura 117: Gráfica de registro (eBack) del grado de retroversión pélvica con limitación por eBack. Elaboración propia.

Asimismo se estableció el tiempo desde que el dispositivo eBack registra una posición fuera del rango permitido hasta que se dispara la señal vibratoria de aviso a 4 segundos. Esto es, el dispositivo eBack que el sujeto lleva acoplado a la cintura vibrará

después de que durante 4 segundos se registre de forma ininterrumpida un grado de retroversión pélvica igual o superior a RFMed/2.

La señal de vibración permitirá al ciclista regresar a una posición permitida y de esta manera se controla que la ejecución del test se realice bajo unas condiciones posturales determinadas.

Durante la ejecución del test se recogieron, tal y como se hizo en el primer test, datos relativos a frecuencia cardíaca, frecuencia de pedaleo y grado de retroversión pélvica desde la posición de anteversión máxima. Además se registraron y ubicaron temporalmente todas aquellas desviaciones pélvicas que excedieron el rango de retroversión permitido.

Finalmente se recogen los valores de potencia máxima entregada (PAM) y frecuencia cardíaca máxima alcanzada (FCMax).

Concluidos los dos test se compararon ambas ejecuciones en función de la siguiente información:

- Potencia máxima entregada y frecuencia cardíaca máxima alcanzada.
- Evolución de la curva de frecuencia cardíaca.
- Evolución de la curva de frecuencia de pedaleo.
- Evolución de la curva de retroversión/anteversión pélvica.
- Estabilidad de la curva de retroversión/anteversión pélvica.

Igualmente se realizó un análisis de los valores de potencia, frecuencia cardíaca y frecuencia de pedaleo según fases temporales de la ejecución del test que puedan sugerir diferencias entre las características del esfuerzo en diferentes zonas metabólicas. Estas son:

- Por debajo del umbral aeróbico (- 65% PAM).
- Entre el umbral aeróbico y el umbral anaeróbico (65-75% PAM).
- En la zona de umbral anaeróbico (75-85% PAM).
- Por encima del umbral anaeróbico (>85% PAM).

3.3. OBTENCIÓN DE LAS REGLAS QUE RIGEN EL CONTROL DEL USO DEL DISPOSITIVO

La experiencia del protocolo realizado así como los datos obtenidos permite extraer una serie de reglas que pueden implementarse para mejorar el comportamiento del dispositivo.

- En cuanto a la configuración del tiempo necesario para la activación tras sobrepasar el grado de retroversión permitido:

Incrementar el tiempo necesario para la activación de la vibración proporcionalmente a la intensidad de la carga realizada (valor de potencia). Solamente a partir el umbral anaeróbico (potencia superior al 80% de la PAM)

- En cuanto a la configuración del rango de retroversión permitido:

Reducir o ampliar el rango de retroversión permitido en función de la capacidad de respuesta. Esta se puede establecer como:

- Buena: se mantiene por encima de los 2 minutos.
- Media: entre 1 y 2 minutos.
- Mala: por debajo de 1 minuto.

Reducir o ampliar el rango de retroversión permitido en función del número de activaciones por minuto.

- En cuanto a la capacidad de medida del eBack:

Medir la pendiente en la que se está circulando e integrar el valor en el eBack para adecuar el valor de los sensores en el caso de circuitos con subida y/o bajada.

- En cuanto a mejorar la capacidad de monitorización del eBack:

Asociar diferentes tipos de agarre a determinados rangos de potencia entregada, pendiente del circuito (mediante la realización de test).

Sugerir cambios de agarre durante la práctica. Comprobar la eficiencia entre potencia y frecuencia cardíaca y elegir la mejor opción.

4. RESULTADOS

Tras el proceso de evaluación a los 20 sujetos se registraron mediante el eBack y el potenciómetro instalado en la bicicleta ergométrica los datos que se aportan en la siguiente tabla:

Nº Sujeto	RPMed sin eBack	RPMed con eBack	Efecto eBack	ANT MAX	PAM sin eBack	PAM con eBack	Dif. PAM	Control de respuesta postural según activación eBack
1	15,1	7,2	7,9	32	360	375	15	Alto
2	9,3	2,6	6,7	35	274	271	-3	Alto
3	13,2	6,9	6,3	50	348	345	-3	Nulo
4	18,3	5,8	12,5	42	262	273	11	Medio
5	16,5	3,7	12,8	43	328	332	4	Alto
6	14,5	3,6	10,9	23	366	378	12	Alto
7	16	7,4	8,6	42	210	222	12	Alto
8	19,9	9,8	10,1	44	336	363	27	Alto
9	12,5	7,2	5,3	38	356	344	-12	Nulo
10	4,5	3	1,5	36	404	407	3	Medio/Alto
11	9,9	4,4	5,5	28	317	289	-28	Nulo
12	9,8	5,9	3,9	33	403	427	24	Bajo
13	13,7	0,5	13,2	37	363	361	-2	Alto
14	18,9	7,1	11,8	38	319	313	-6	Alto
15	20,5	9,8	10,7	50	348	355	7	Medio/Alto
16	7,3	4,7	2,6	41	356	381	25	Medio/Alto
17	23,4	11,9	11,5	43	310	325	15	Alto
18	9,6	5,2	4,4	35	361	367	6	Medio
19	13	6,7	6,3	42	351	362	11	Alto
20	8,7	5,2	3,5	43	420	425	5	Medio/Alto

Tabla 11: Resultados de retroversión pélvica y potencia máxima. Elaboración propia.

Además, para cada sujeto se obtuvieron gráficas de evolución del grado de retroversión desde anteversión máxima, una por cada test. La mayoría de ellas se exponen y se comentan en el apartado de resúmenes individuales. En ellas se representa la diferencia (en grados) entre el valor de anteversión máxima sobre la bicicleta registrado previamente al primer test (ANTMAX) y cada muestra de posicionamiento (retroversión) durante el test. De esta manera se permite analizar cuánto se aleja cada sujeto de su ANTMAX en cada momento del protocolo. Además se representa el límite RPMed/2 proporcionado con el eBack mediante una línea continua de color rojo (Limite RET).

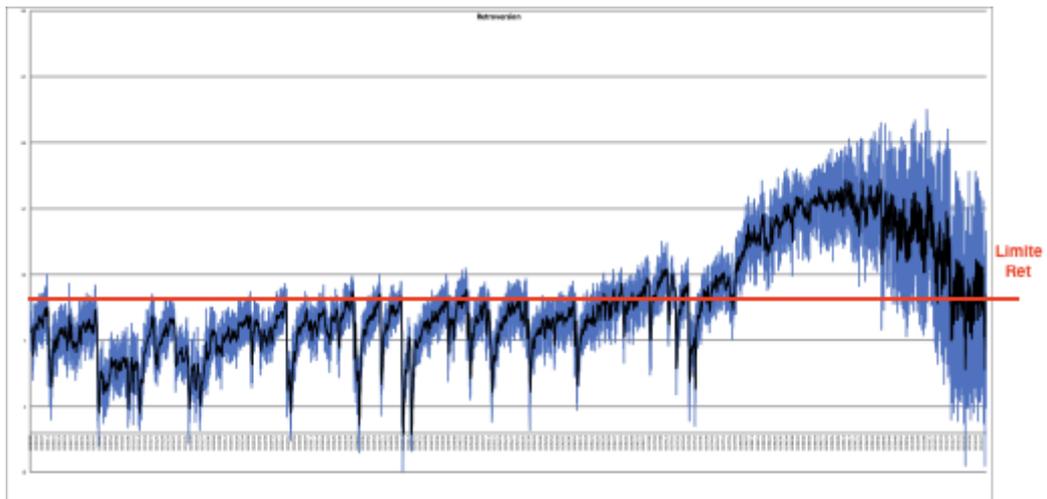


Figura 118: Evolución del grado de retroversión pélvico durante el segundo test. Elaboración propia.

Para algunos sujetos se representa esta misma gráfica con el calentamiento previo a la realización del test. Este intervalo de 3 minutos ha sido utilizado por todos los sujetos para adaptar su posición a las exigencias que la activación de vibraciones le sugiere.

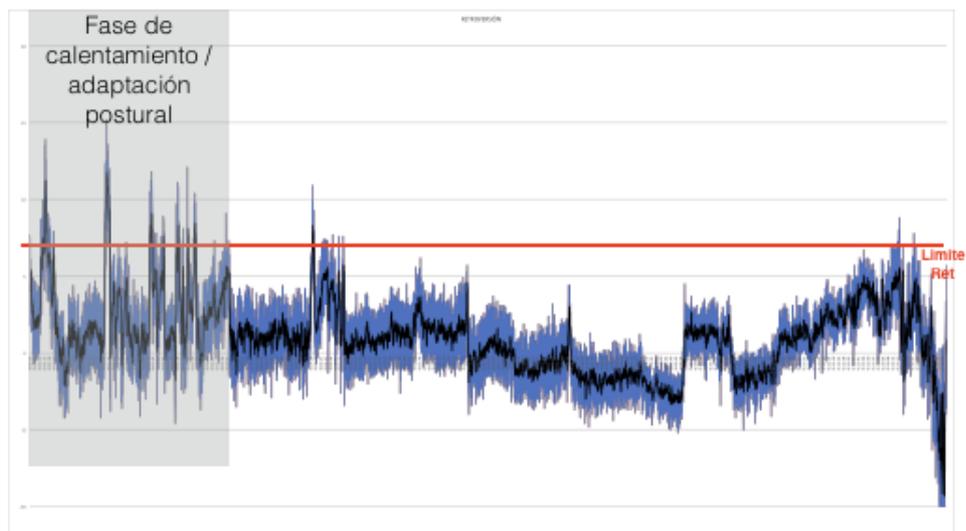


Figura 119: Evolución del grado de retroversión desde ANTMAX en la fase de calentamiento/adaptación postural. Elaboración propia.

Por último y también para cada test de cada sujeto se registraron valores de evolución de frecuencia cardíaca y cadencia de pedaleo cada segundo y cadencia de pedaleo cada 30 segundos.

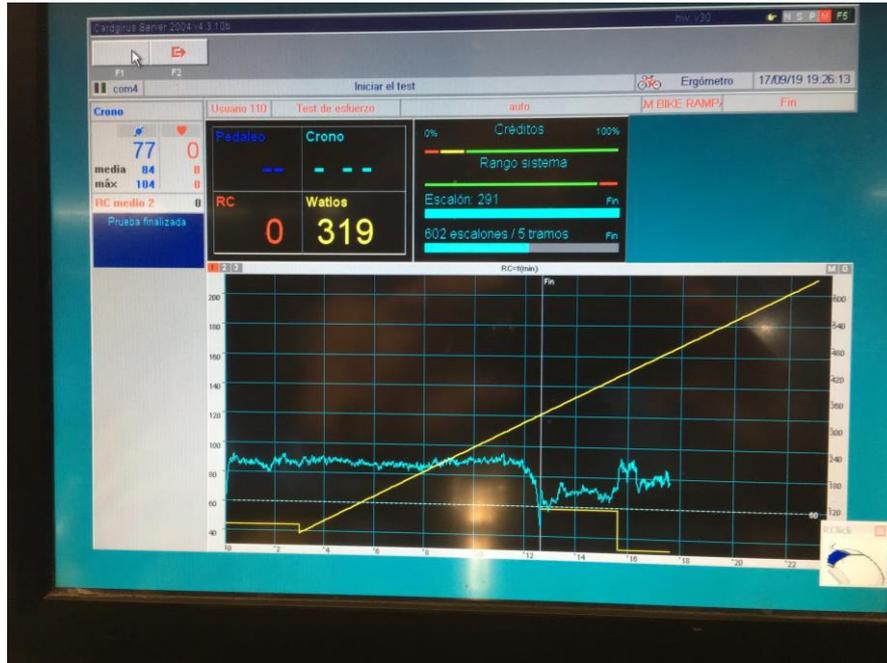


Figura 120: Pantalla del ordenador en Cardirus con potencia y cadencia. Elaboración propia.



Figura 121: Gráfica de frecuencia cardíaca extraída de Garmin Connect. Elaboración propia.

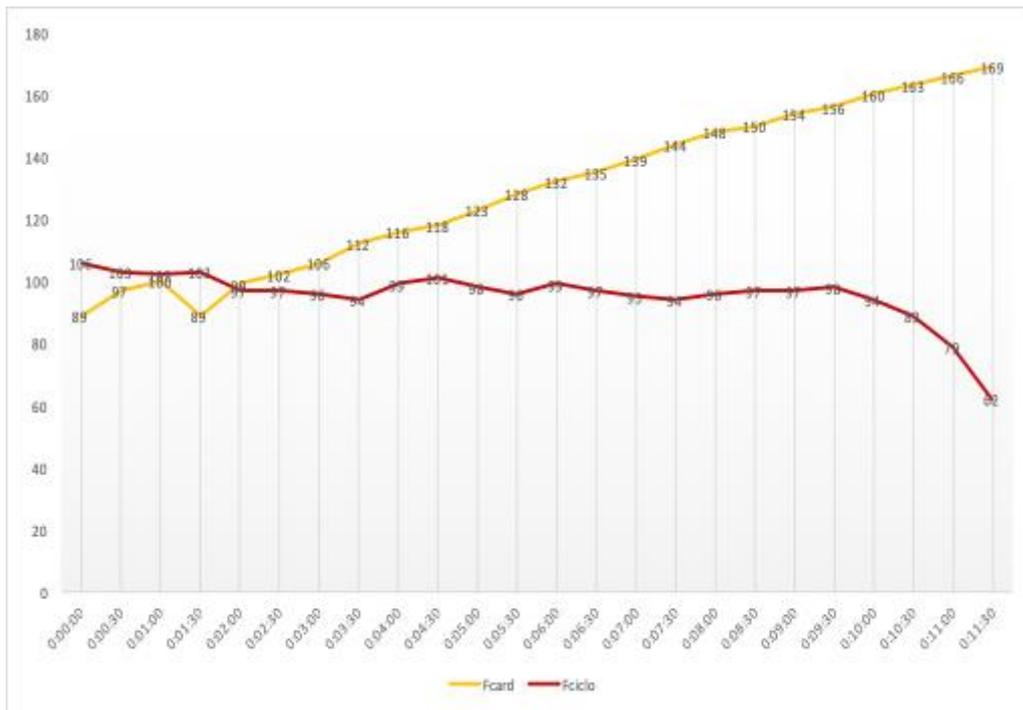


Figura 122: Frecuencia cardíaca vs cadencia de pedaleo. Elaboración propia.

4.1. ANÁLISIS DEL EFECTO EBACK

Si definimos el Efecto eBack como:

$$\text{Efecto eBack} = \text{RPMed Test1} - \text{RPMed Test2}$$

podemos decir que todos los sujetos evidenciaron una reducción del grado de retroversión pélvica medio durante la ejecución del segundo test controlado por el eBack. El grado de reducción está en función de:

- La retroversión pélvica media registrada en el primer test.
- La capacidad de colocar la pelvis en una posición de anteversión máxima (ANTMAX).
- La habilidad para rotar la pelvis como respuesta al estímulo de vibración.
- La capacidad de percepción del estímulo de vibración.
- La capacidad para mantener una posición pélvica a lo largo del tiempo.
- La influencia que la fatiga tenga en el punto anterior.

Es interesante comprobar como los valores más bajos del efecto eBack están asociados a sujetos con:

- Pedaleo natural muy cercano al ANTMAX.
- Poca capacidad para llevar la pelvis hacia la anteversión (ANTMAX bajo).

4.2. CAPACIDAD DE MEDICIÓN DEL DISPOSITIVO. IDENTIFICACIÓN DE SITUACIONES

No se han encontrado razonamientos cualitativos de ningún comportamiento que exijan mayor precisión de medida (décima de grado) ni mayor frecuencia de muestreo (12 por segundo) que la que tiene el dispositivo eBack.

Tampoco parece que las oscilaciones en la retroversión pélvica durante el pedaleo (entre 4 y 6 grados) supongan un obstáculo en la capacidad de medición del eBack.

Si se ha constatado la capacidad del eBack para discriminar tipos de agarre al manillar diferentes (que pueden afectar a la capacidad de generar potencia y afectan de hecho a la aerodinámica). A continuación se muestran algunos casos:

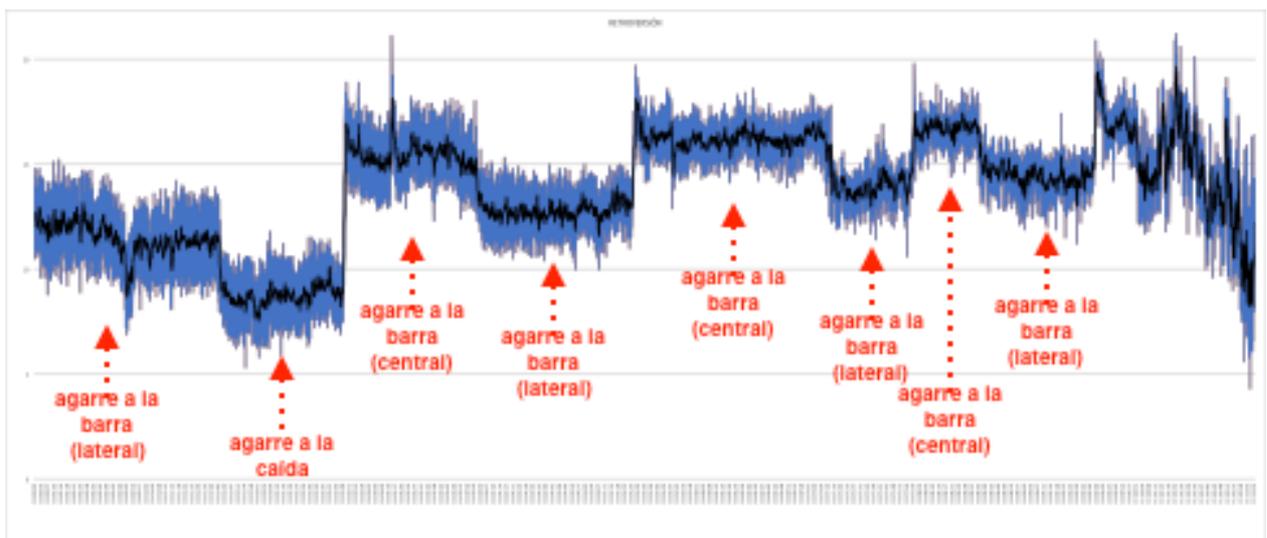


Figura 123: Identificación de tipos de agarres. Elaboración propia.

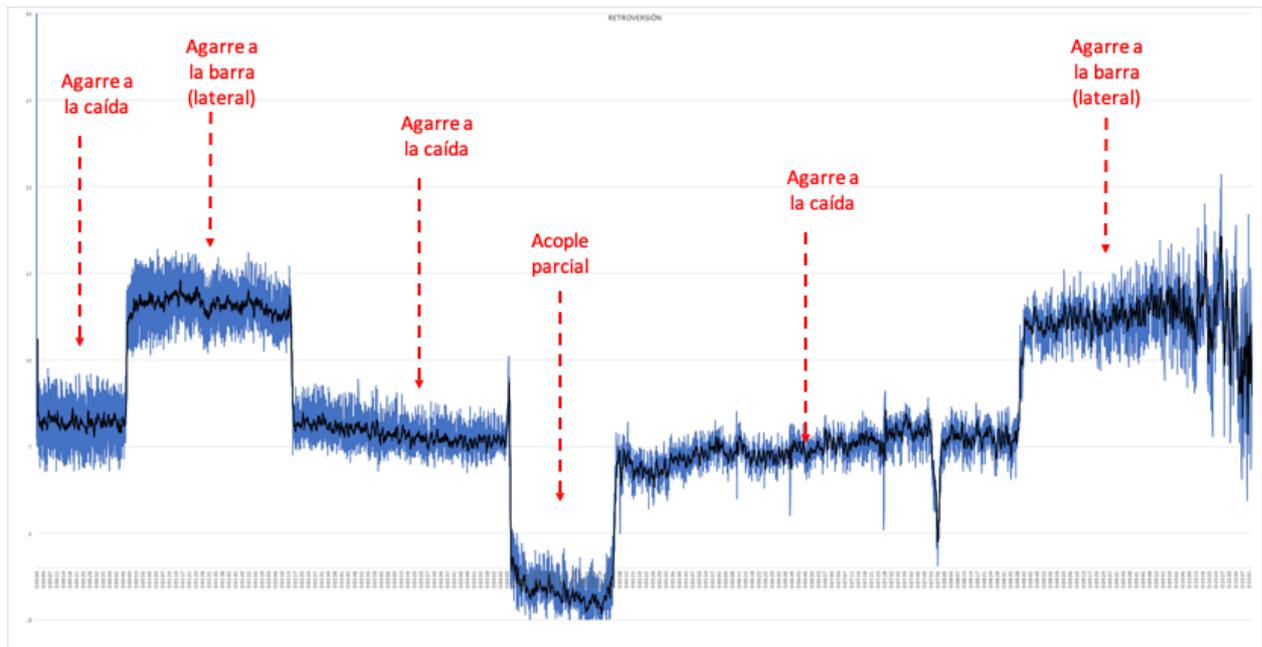


Figura 124: Identificación de tipos de agarres. Elaboración propia.

4.3. CAPACIDAD DE INTERVENCIÓN DEL EBACK

A la vista de las gráficas de evolución del grado de retroversión se puede observar que:

- Ningún sujeto ha ignorado completamente las activaciones por vibración.
- 6 sujetos han tratado de mantener respuesta durante toda la ejecución del test.
- 7 sujetos han tratado de mantener respuesta hasta el 90% de la ejecución del test.
- 7 sujetos han tratado de mantener respuesta hasta el 75% de la ejecución del test.

4.4. ANÁLISIS DE POTENCIA MÁXIMA

En cuanto a los valores de la potencia máxima alcanzada se observa que:

- 14 de los 20 sujetos mejoraron el valor conseguido en el primer test sin la intervención del eBack.

- 13 sujetos incrementaron la potencia aeróbica máxima por más de 3 vatios llegando en algunos casos a superar los 20 vatios.
- 3 sujetos no consiguieron mejorar la PAM del primer test pero se quedaron cerca (entre 1 y 3 vatios).
- 3 sujetos no mejoraron su PAM con resultados inferiores entre 6 y 28 vatios.

También se puede apreciar en la tabla 11 que los 3 sujetos que se quedaron a las puertas de alcanzar la PAM del primer test cumplen alguna o varias de las siguientes condiciones:

- Pedalean habitualmente cerca de su ANTMAX.
- No tienen capacidad de respuesta consistente a la vibración del eBack.
- Han exagerado el nivel de respuesta a la vibración alcanzando posiciones de ANTMAX o superiores.

Asimismo de los 3 sujetos que no han mejorado su PAM se puede decir que 2 de ellos cumplen alguna o varias de las siguientes condiciones:

- Tienen capacidad nula de control en la respuesta a la vibración (no es consistente en el sentido que dura menos de 1 minuto).
- Poca capacidad para llevar la pelvis hacia la anteversión (ANTMAX bajo).

4.5. RESÚMENES INDIVIDUALES

4.5.1. Sujeto 1

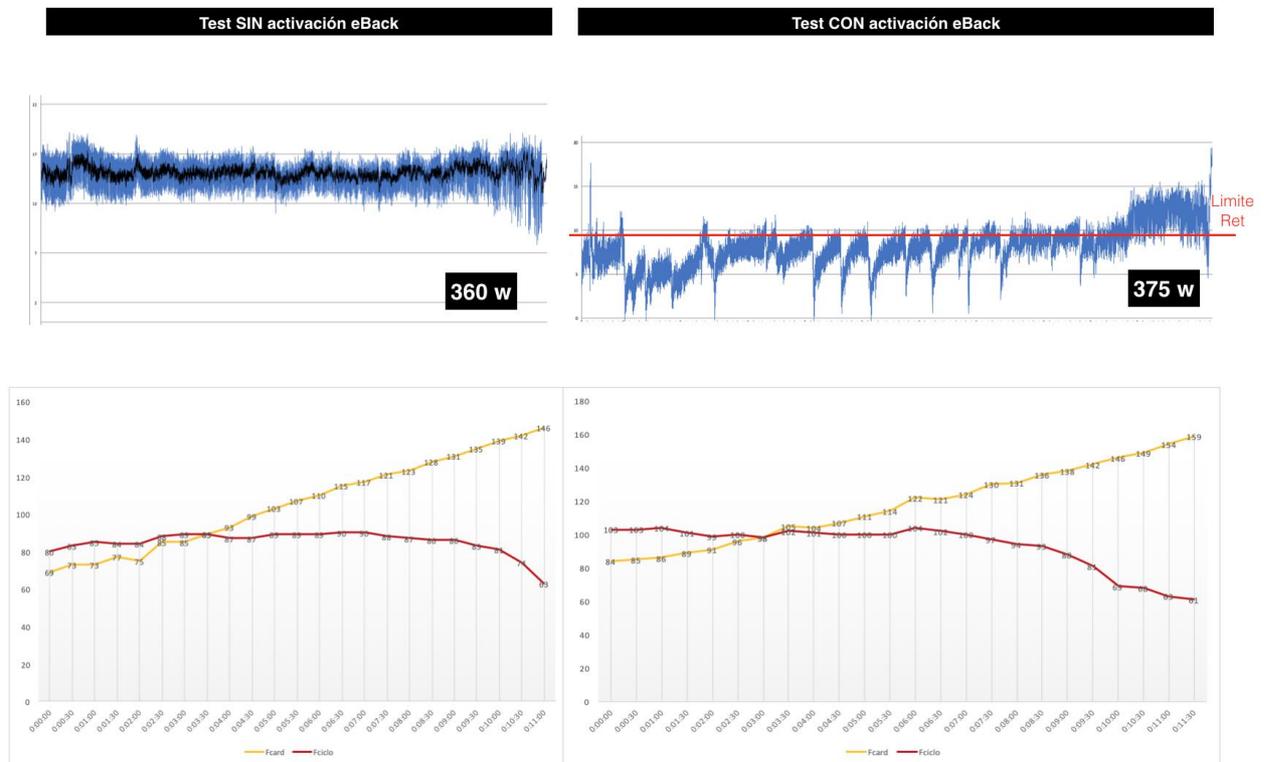


Figura 125: Resumen de valoración individual sujeto 1. Elaboración propia.

- Respuesta elevada al control postural con una disminución del grado de retroversión de casi 9 grados.
- Respuesta inmediata a las activaciones de vibración con nivel de control medio/alto (más de 1 minuto y más de 2 en algunos casos).
- Mejora de 15 vatios en cuanto a la potencia máxima entregada.
- Mayor cadencia durante el segundo test con cierto mantenimiento de la misma hasta la fase final.
- Mayor estabilidad del grado de retroversión pélvico en la fase anaeróbica del segundo test (>85% de la PAM).
- Altísima mejoría en la respuesta de la frecuencia cardíaca máxima alcanzada: 13 latidos más.

- El sujeto comenta gran comodidad durante prácticamente todo el desarrollo del test con fluidez en el pedaleo.
- Identificación de cambio de agarre a la caída tras 1 minuto de iniciarse el test.

4.5.2. Sujeto 2

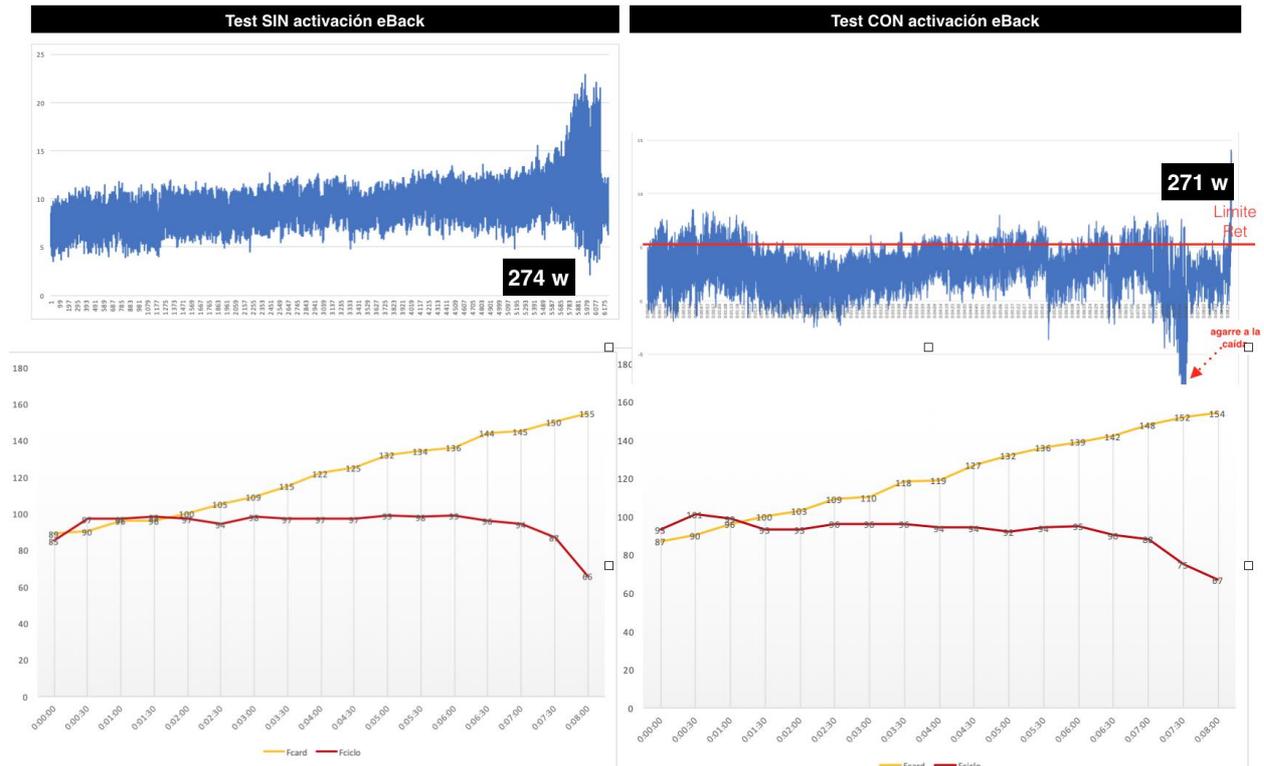


Figura 126: Resumen de valoración individual sujeto 2. Elaboración propia.

- Respuesta clara al feedback del dispositivo con disminución de 6 grados en la retroversión pélvica durante el pedaleo.
- Control postural hasta el final del test a pesar de realizarse incluso en y por debajo de la anteversión máxima alcanzándose nuevos valores límite.
- Mayor estabilidad en el mantenimiento de cadencia del pedaleo con la intervención del eBack.
- Mayor estabilidad del grado de retroversión en la fase anaeróbica (final del test).
- No aparecen diferencias en el comportamiento de la frecuencia cardíaca.
- Identificación del agarre a la caída al final del test.

- El sujeto comenta ligera incomodidad para mantener la posición sugerida.

El sujeto pedalea de forma natural muy cerca de su grado de anteversión máxima con oscilaciones de alrededor de 5 grados. Al tratar de reducir su grado de retroversión se le ha llevado a posiciones que si bien es capaz de mantener tras un ajuste inicial (minuto y medio), no lo consigue una vez superado el umbral aeróbico (65% de PAM).

A partir de aquí la información suministrada por el eBack tiene efecto nulo y el resultado final es ligerísimamente inferior al del primer test. La segunda mitad del test con control postural es una continua lucha por intentar respetar una posición compleja. El resultado final no representa una mejora a nivel de potencia pues las restricciones de rotación pélvica crearon demasiadas dificultades.

4.5.3. Sujeto 3

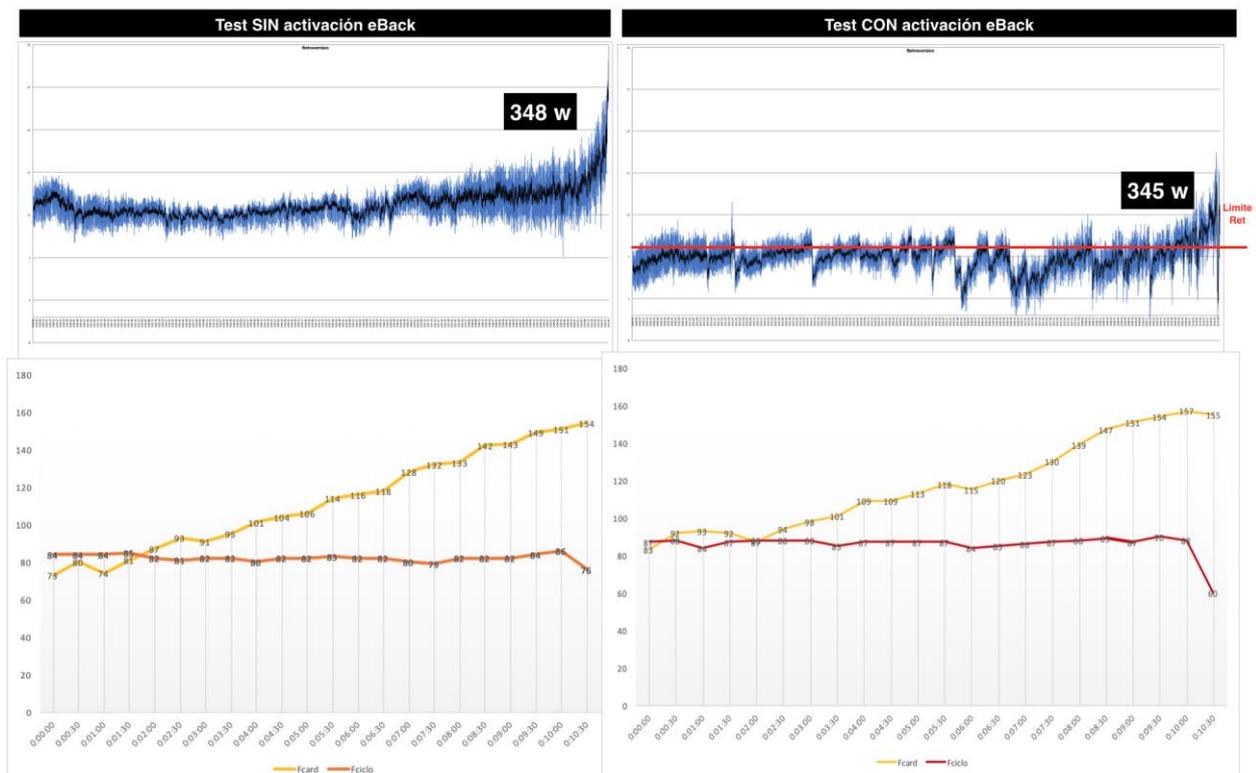


Figura 127: Resumen de valoración individual sujeto 3. Elaboración propia.

- Sujeto con problemas a la hora de colocar y controlar diferentes posiciones pélvicas.
- A pesar de estas circunstancias el grado de respuesta al estímulo eback es elevado reduciéndose en 8 grados el nivel de rotación pélvica.
- Poco o nulo control de la respuesta a la vibración pues no mantiene más que algunos segundos la posición requerida.
- Mayor inestabilidad en el grado de retroversión durante el segundo test.
- Se observa un incremento de la cadencia de pedaleo en el segundo test.
- No se aprecian diferencias en el comportamiento de la frecuencia cardíaca.
- Mínima diferencia del resultado final en cuanto a potencia máxima entregada (3 vatios menos).

4.5.4. Sujeto 4

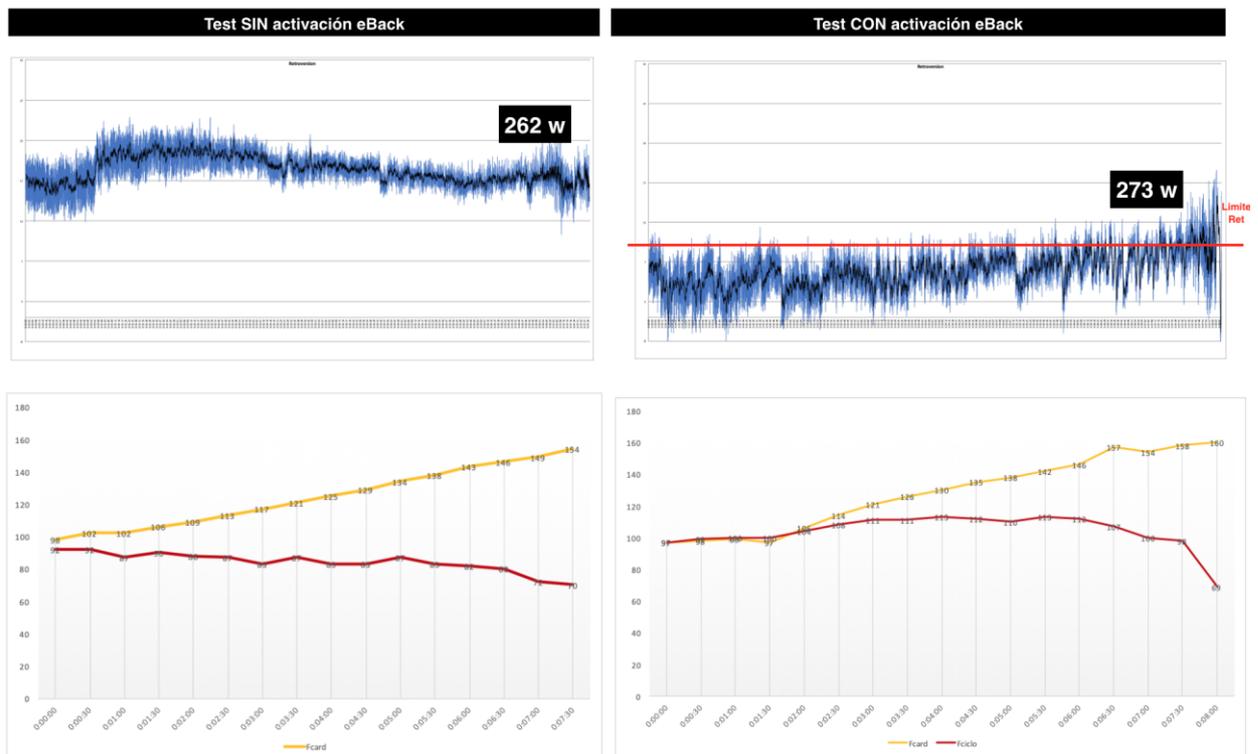


Figura 128: Resumen de valoración individual sujeto 4. Elaboración propia.

- Nivel de respuesta al estímulo eBack elevado: Reducción de 11 grados en la rotación pélvica.

- Respuesta inmediata a las activaciones de vibración que se mantienen relativamente bien al principio del test y peor hacia el final. Estas respuestas van incluso más allá del grado de anteversión máxima en las primeras fases del test.
- Mayor inestabilidad del grado de retroversión pélvica en el segundo test y sobre todo al final del mismo.
- Incremento de 6 latidos en el valor de la frecuencia cardíaca máxima en el segundo test.
- Cadencia de pedaleo significativamente mayor y con más estabilidad en el segundo test.
- Mejora del valor de la PAM en 11 vatios.
- El sujeto comenta que a pesar de tener que responder a numerosas vibraciones realiza el segundo test con comodidad y fluidez de pedaleo.

4.5.5. Sujeto 5

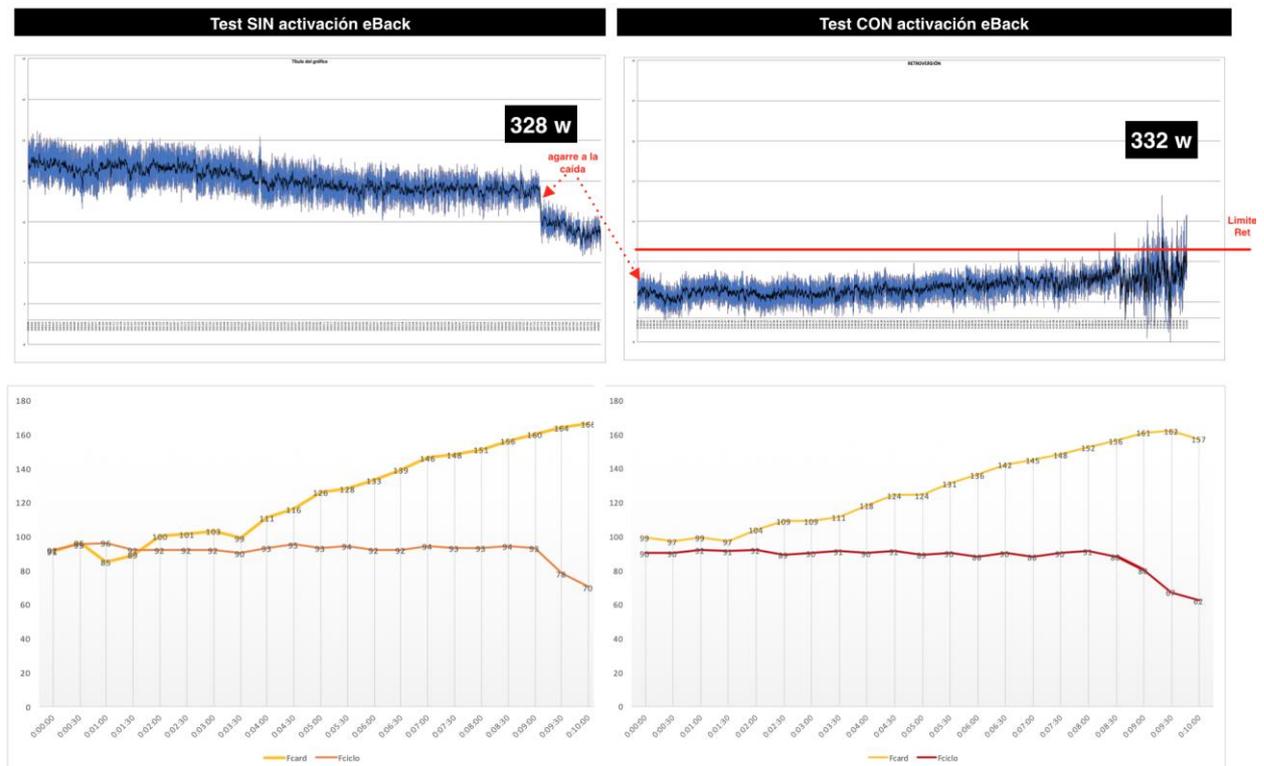


Figura 129: Resumen de valoración individual sujeto 5. Elaboración propia.

- 15 grados de reducción en el grado de retroversión pélvico diferencian el primer test del segundo controlado por eBack.
- Tras una fase de adaptación que el sujeto llevó a cabo durante el calentamiento (no figura en la gráfica de retroversión) la presencia del dispositivo eback fue casi imperceptible salvo el final del test. El sujeto decidió comenzar el test con un cambio en el agarre (a la caída) que le proporcionó la seguridad de estar en el rango de retroversión solicitado. Este agarre ya había sido utilizado en la fase final del primer test.
- Prácticamente la totalidad del segundo test se realizó entre 1 y 3 grados de diferencia con la posición de ANTMAX .
- Aunque esta posición fue relativamente novedosa para el sujeto (realiza algunos entrenamientos con acople) el resultado de la potencia máxima entregada mejoró en 4 vatios.
- Se observa una ligera mejoría en la estabilidad del nivel de rotación pélvico en el segundo test.
- Se registró una ligerísima reducción de 2 latidos en el valor de la frecuencia cardíaca máxima.
- Igualmente se observa una ligerísima reducción en los valores de cadencia de pedaleo.

4.5.6. Sujeto 6

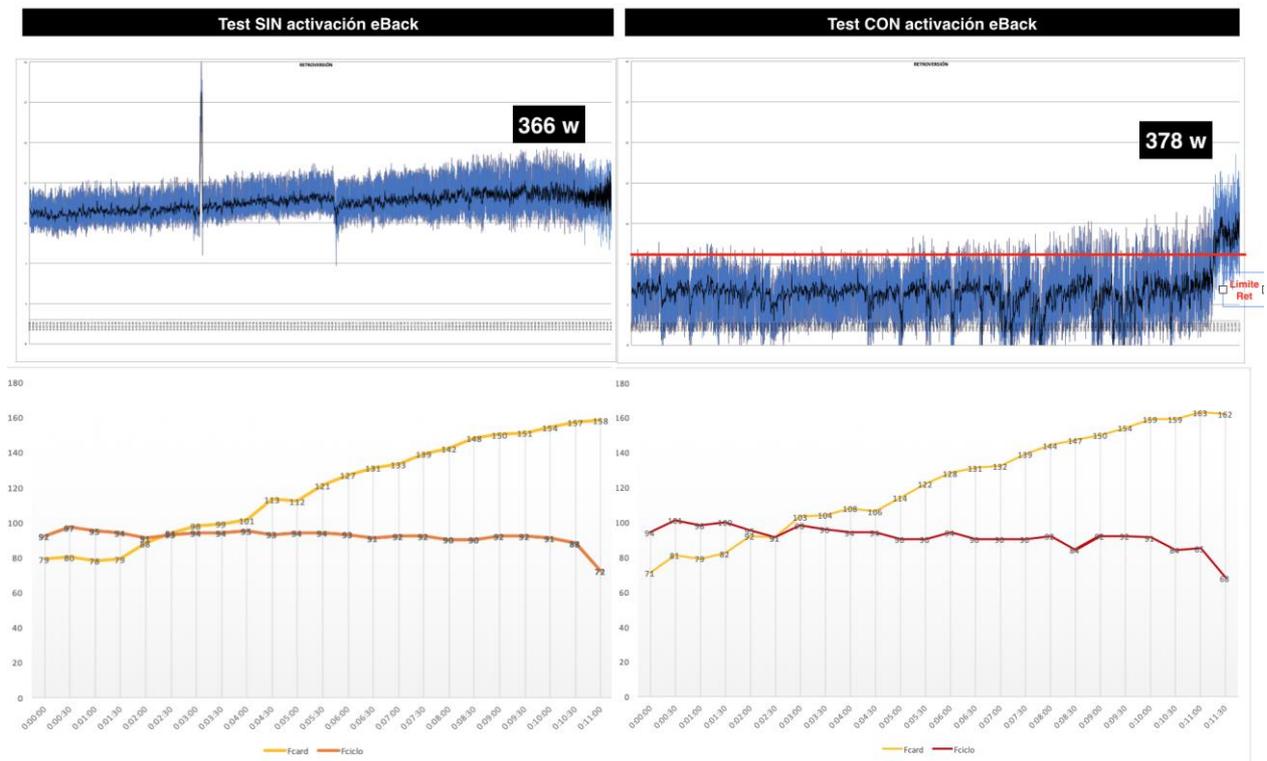


Figura 130: Resumen de valoración individual sujeto 6. Elaboración propia.

- Enriquecedora experiencia de control postural para este sujeto que experimentó una reducción de 10 grados en el nivel de retroversión pélvica.
- Aunque el control de la respuesta a las vibraciones resultó complicado el sujeto no sólo fue capaz de mantenerse dentro del rango de rotación requerido sino que “descubrió” continuamente la habilidad de mantener su pelvis cerca o más allá de su anteversión máxima.
- Estas condiciones probablemente le aportaron la capacidad de mejorar su cadencia de pedaleo durante la primera mitad del segundo test.
- Consecuentemente es entendible la mejoría observada en el valor de frecuencia cardíaca máxima (5 latidos).
- Además la mejoría en el valor de la PAM también es considerable: 12 vatios.
- Se observa un aumento de la inestabilidad del rango de rotación pélvico durante todo el segundo test con respecto al primero.

4.5.7. Sujeto 7

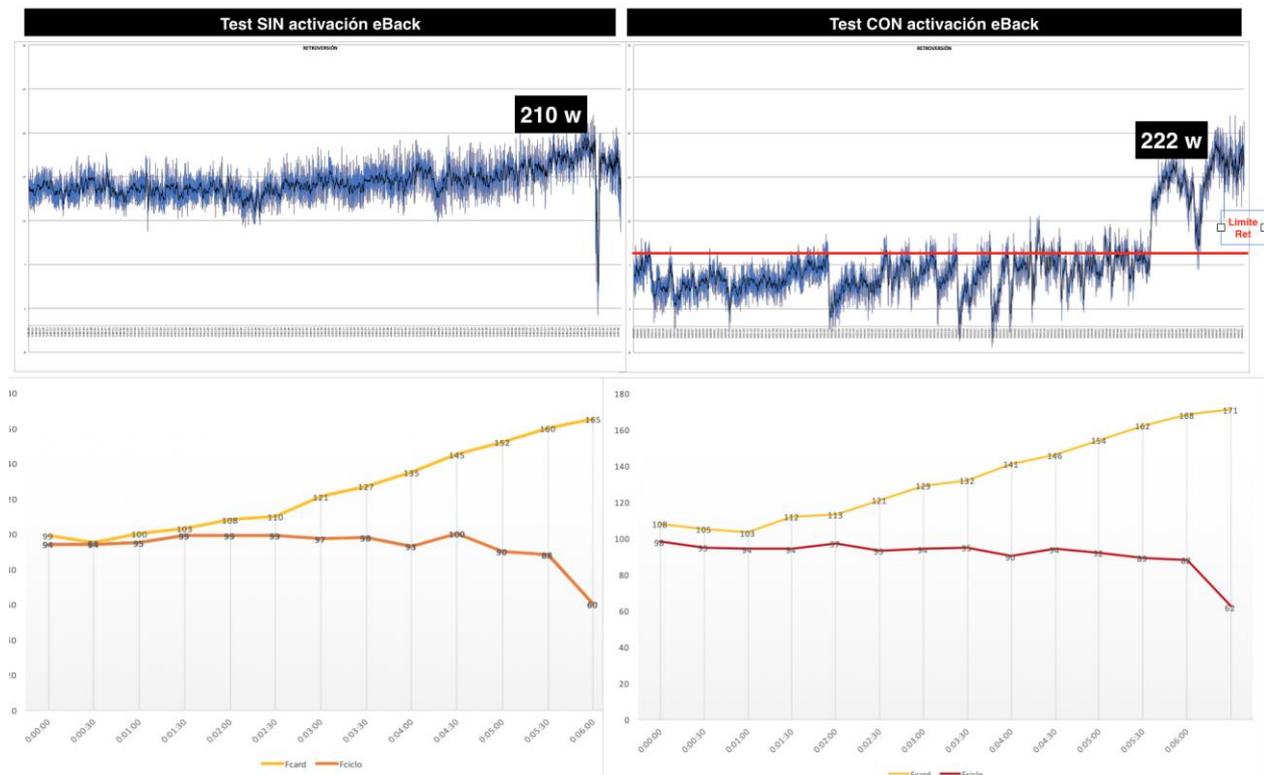


Figura 131: Resumen de valoración individual sujeto 7. Elaboración propia.

- Sujeto con poca experiencia en ciclismo (2 días a la semana).
- Nivel alto de respuesta al estímulo eBack con una disminución de 11 grados en la retroversión pélvica.
- La capacidad de control en la respuesta a la vibración por exceso de retroversión fue alta al principio del segundo test (más de 2 minutos tras vibración) y disminuyó ligeramente hacia el final del mismo (en torno al minuto).
- Se observó una identificación de cambio de agarre a la caída a los 2 minutos del inicio del segundo test.
- Se puede identificar perfectamente cómo se ignora la señal de control del eBack a partir del minuto 5:30 con incrementos de 9-10 grados de retroversión.
- Se observa una mejoría en la estabilidad de la cadencia en el segundo test.
- Se mejora el valor de frecuencia cardíaca máxima en 6 latidos.

4.5.8. Sujeto 8

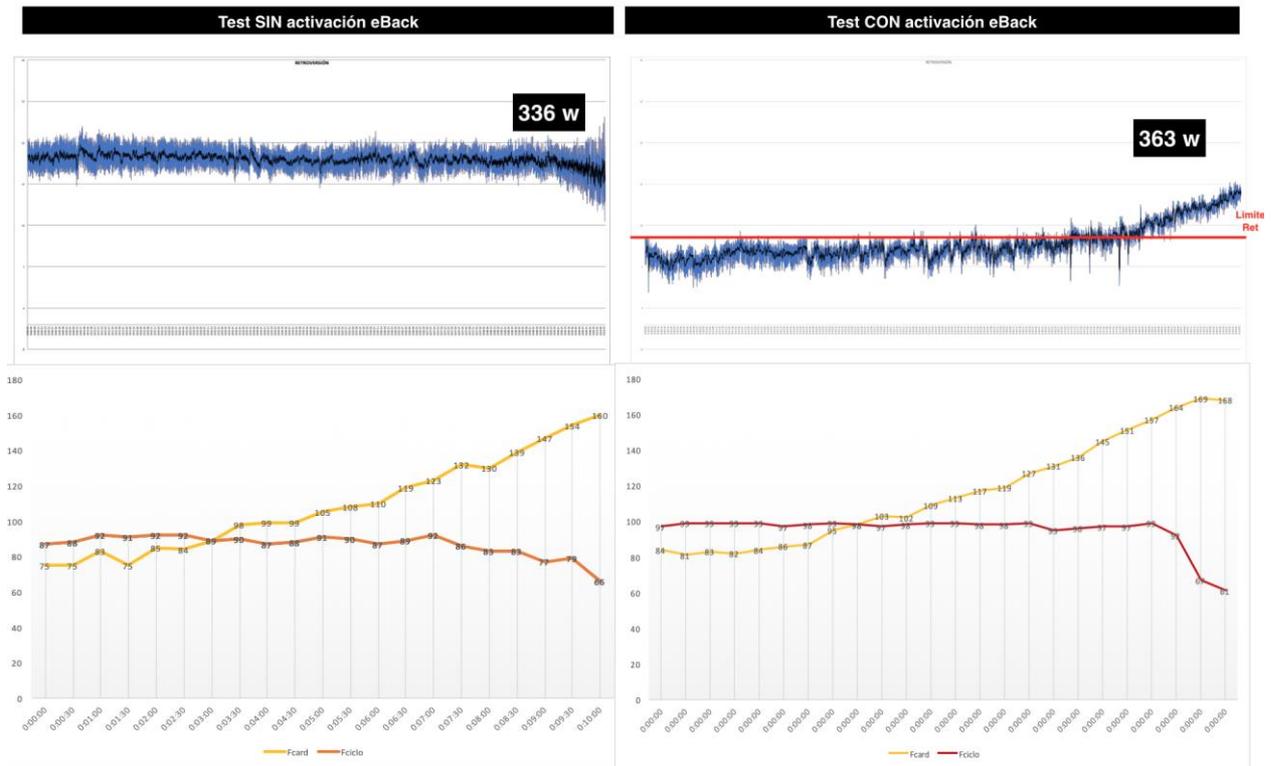


Figura 132: Resumen de valoración individual sujeto 8. Elaboración propia.

- Una gran ayuda ha supuesto la valoración con el eBack para el sujeto 8 que experimentó una reducción en su nivel de retroversión pélvica de 10 grados.
- Se aprecia un control de la respuesta a la vibración muy ajustado que le permite mantenerlo durante el 75% del test justo por debajo del límite establecido.
- Se puede observar una mejoría clara en la estabilidad de la retroversión pélvica durante todo el segundo test frente al primero.
- También se manifiesta un aumento de la cadencia de pedaleo así como una estabilidad de la misma durante el 80% del test.
- La mejoría en el valor de la frecuencia cardíaca máxima es de 9 latidos.
- La mejoría en el valor de la potencia máxima es de 27 vatios.
- Se puede observar como progresivamente el sujeto ignora la señal de vibración a partir del minuto 7 del test.
- El sujeto comenta a la finalización del segundo test una gran comodidad y control del pedaleo así como de la capacidad de soportar intensidades elevadas.

4.5.9. Sujeto 9

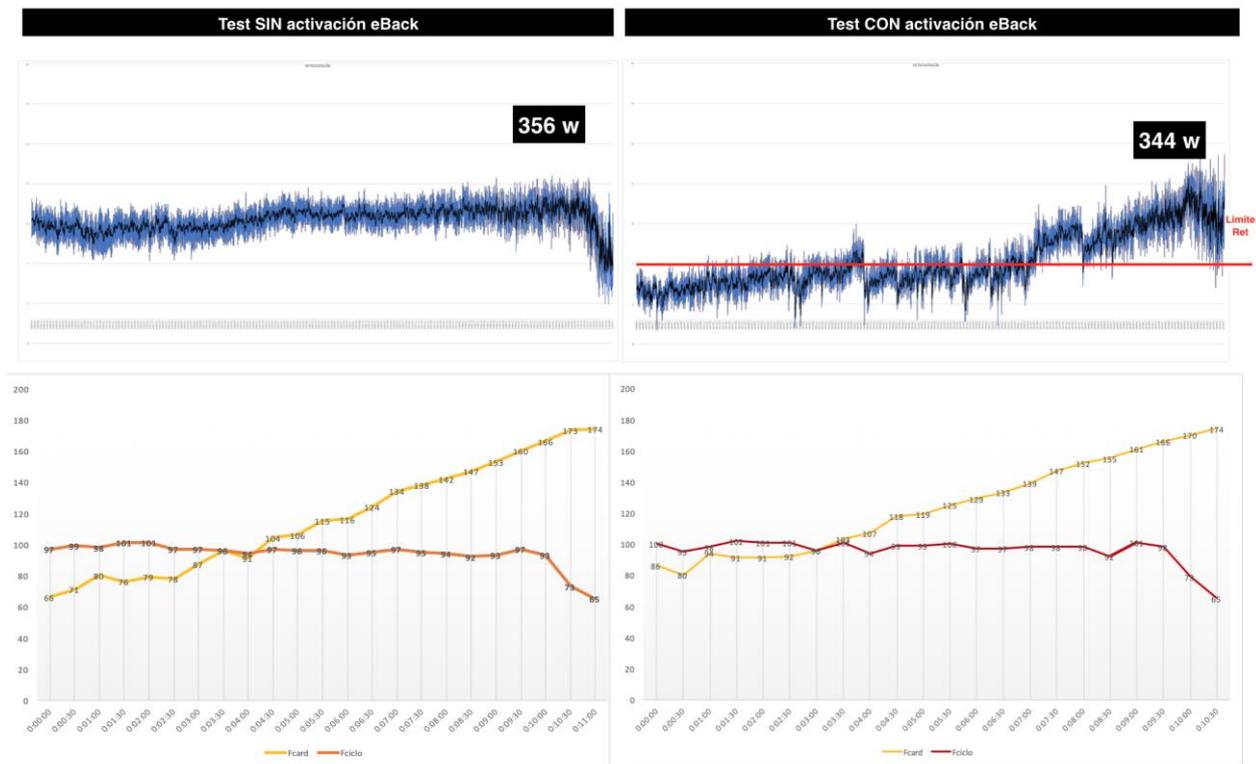


Figura 133: Resumen de valoración individual sujeto 9. Elaboración propia.

- Sujeto con nivel medio/bajo en ciclismo y con frecuencia de actividad semanal baja. Además comenta antes del primer test que tiene acortamiento de la musculatura isquiotibial.
- Problemas para conseguir movilidad pélvica en la instrucción previa a los test.
- Durante el segundo test consigue, durante un minuto y medio, mantenerse en el rango establecido de control por el eBack pero sus habilidades para responder a partir de ahí a las activaciones de vibración son prácticamente nulas pasando, la señal vibratoria, a un segundo plano durante los últimos 3 minutos del test.
- A pesar de lo anterior se reduce su nivel de retroversión pélvica en 4 grados.
- La estabilidad del grado de retroversión de la pelvis disminuye en el segundo test.
- La potencia máxima entregada se reduce en el segundo test en 12 vatios.
- No se observan cambios en la curva de frecuencia cardíaca.

- hay un ligero aumento de la cadencia de pedaleo en el segundo test que permanece estable durante la casi totalidad del mismo.
- Se identifican dos cambios de agarre a la caída que generan una reducción de la retroversión.

4.5.10. Sujeto 10

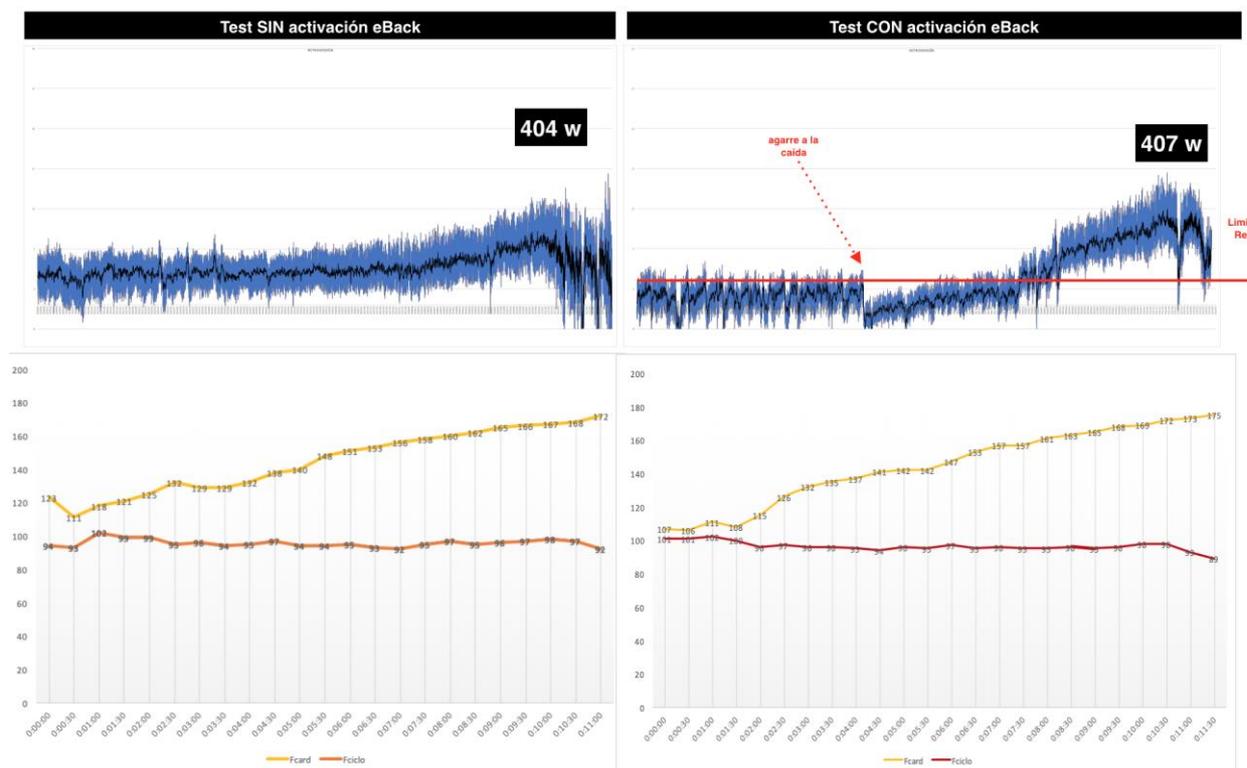


Figura 134: Resumen de valoración individual sujeto 10. Elaboración propia.

- Sujeto con buen nivel de ciclismo que ya pedalea normalmente muy cerca de su grado de anteversión máximo (4,5 grados). Sin embargo, tras el estímulo eBack, consigue disminuir su retroversión pélvica media en un grado y medio para concluir la ejecución del segundo test con un valor medio de 3 grados.
- Durante la primera mitad del segundo test el sujeto 2 encontró algunos problemas para responder con continuidad a las vibraciones hasta que en el minuto 5 decide cambiar el agarre a la caída (perfectamente identificable en la gráfica). Esta maniobra el da un periodo de tranquilidad postural que se vuelve a complicar 2 minutos después con el incremento paulatino de la intensidad del

test. En la parte final la vibración es un mero acompañante ignorado. De hecho el nivel de retroversión aumenta incluso por encima del exhibido en el primer test.

- Como resultado se tiene que un sujeto bien entrenado y con la musculatura posterior (glúteos e isquiotibiales) acondicionada exprime hasta la última gota de la capacidad de reclutamiento para alcanzar una mejoría en la potencia aeróbica máxima de 3 vatios.
- También se observa un ligero incremento en la frecuencia cardíaca máxima (3 latidos).
- A nivel de cadencia de pedaleo se manifiesta un aumento de los valores correspondientes a las primeras etapas del test así como una estabilidad algo mejorada.
- Adicionalmente se puede apreciar una mejora en la estabilidad del grado de retroversión pélvica en el segundo test.
- El sujeto comenta a la finalización del test que su confortabilidad después de hacer el cambio de agarre fue muy alta.

4.5.11. Sujeto 11

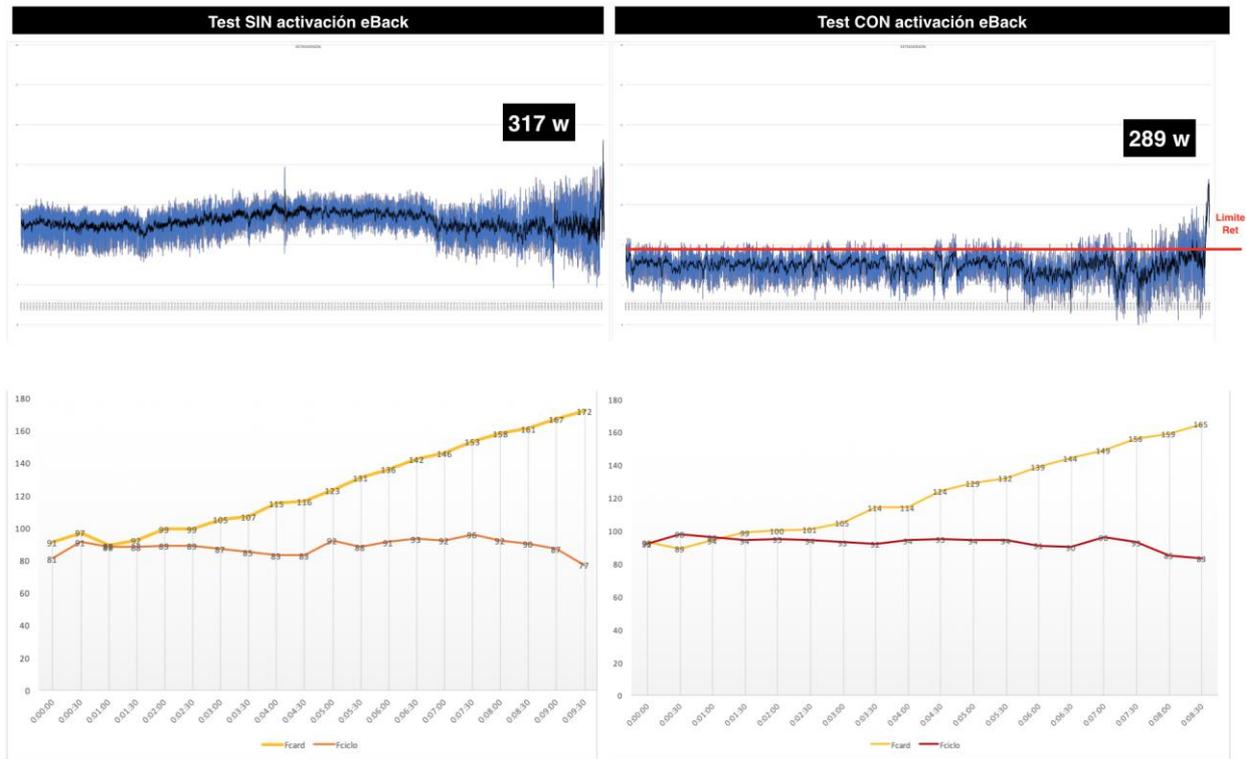


Figura 135: Resumen de valoración individual sujeto 11. Elaboración propia.

- Sujeto con experiencia en ciclismo de larga distancia y por tanto en la utilización de acoples que precisan apoyo de antebrazo en manillar (esto favorece la anteversión de la pelvis). Además comenta su problemática con sus isquiotibiales en el sentido de la necesidad de trabajo de flexibilidad.
- Poca movilidad pélvica. Su pedaleo natural se realiza a 9 grados de su ANTMAX y con estímulo eBack consigue pedalear a 4,5 grados de media.
- En cualquier caso su grado de respuesta es limitado. Muy poco consistente en el tiempo pero en ningún momento se abandona el objetivo de responder a la señal de vibración.
- Se observa un ligero aumento en los valores de cadencia de pedaleo.
- En cuanto a la frecuencia cardíaca se registra una disminución del valor máximo de 7 latidos.
- La potencia máxima entregada empeora en 28 vatios.

- El sujeto decide parar el test por dolor y sobrecarga en la musculatura isquiotibial.

4.5.12. Sujeto 12

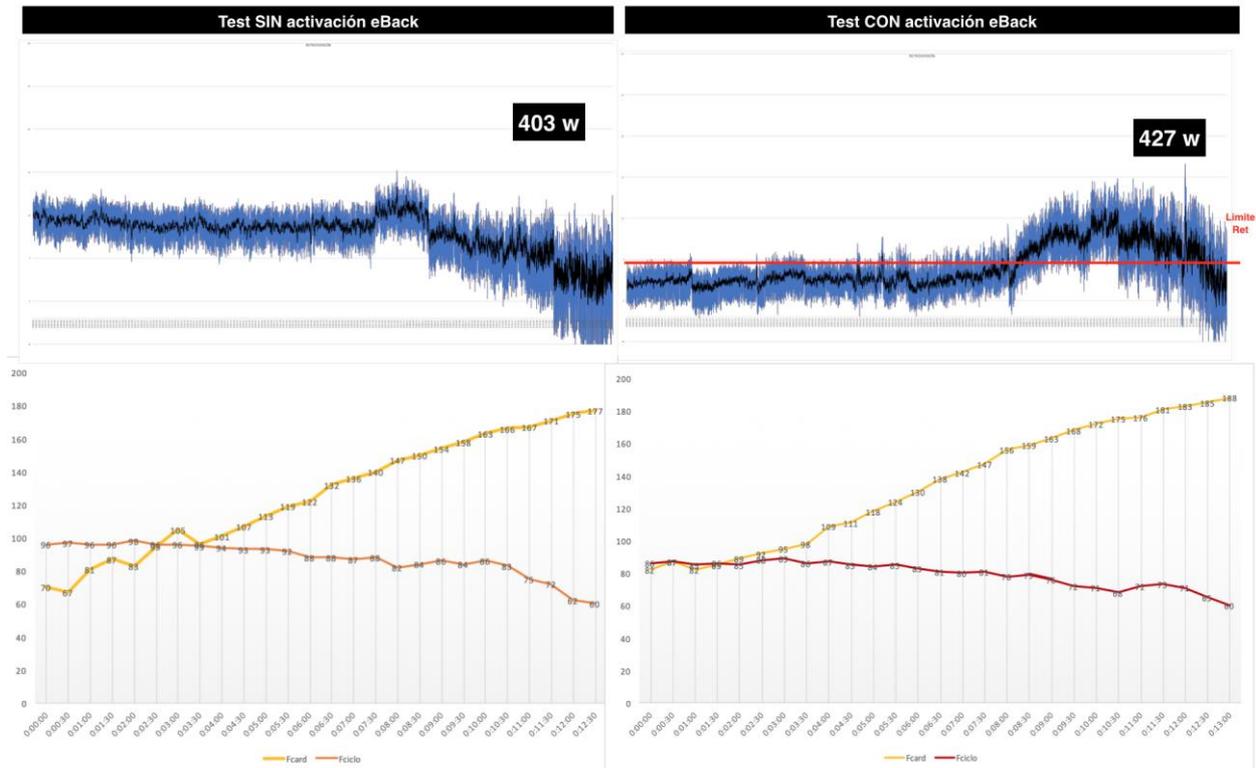


Figura 136: Resumen de valoración individual sujeto 12. Elaboración propia.

- Inversión de representaciones gráficas para los test del sujeto 12. Un pedaleo que se inicia a 12 grados de la ANTAMX y termina en el propio límite de rotación se convierte en un pedaleo que comienza a 3 grados y termina a 8 grados.
- En cualquier caso el nivel de respuesta al estímulo eBack representa una reducción de 4 grados de retroversión.
- La consistencia de la respuesta a la vibración es aceptable en las fases iniciales del test pero después es inexistente.
- Se registró un aumento del valor de la frecuencia cardíaca máxima de 11 ciclos.
- En cuanto al comportamiento de la curva de cadencia de pedaleo no se observan diferencias importantes.
- La potencia aeróbica máxima alcanzó una mejora de 24 grados.
- Sobre la estabilidad del grado de rotación pélvico no se ven diferencias claras.

4.5.13. Sujeto 13

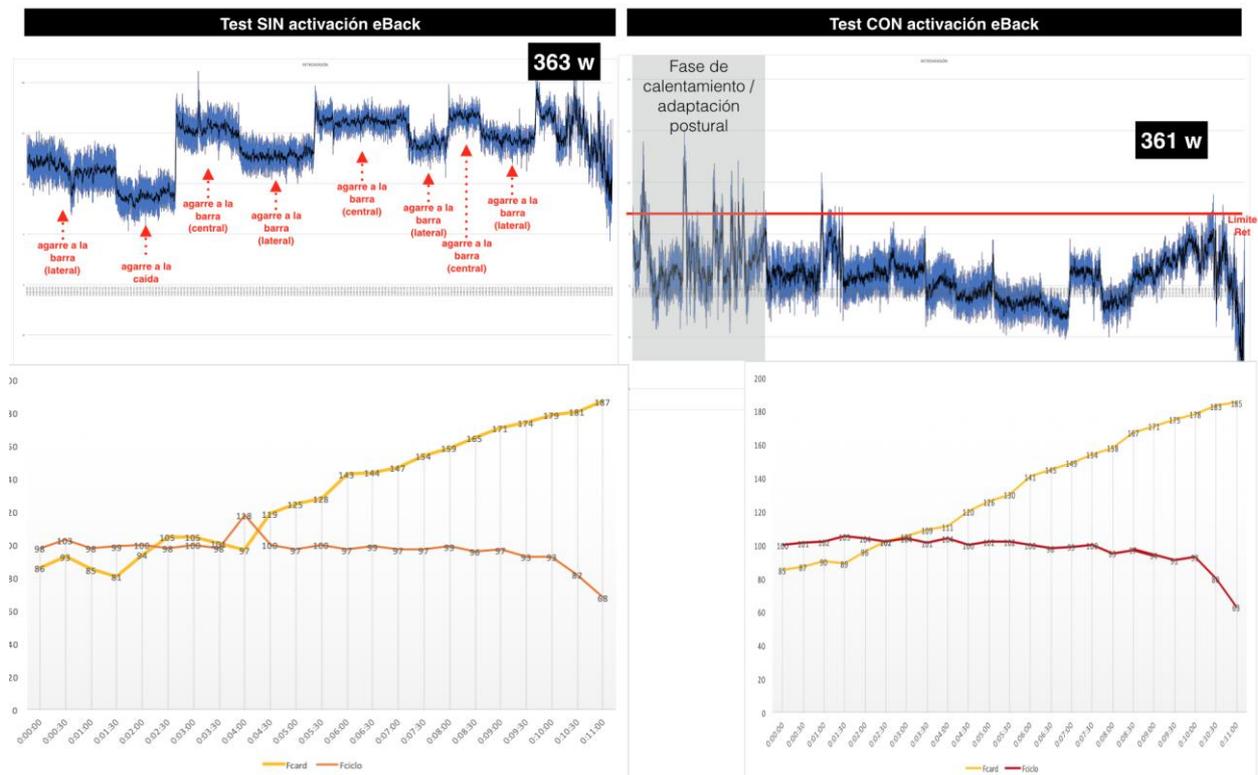


Figura 137: Resumen de valoración individual sujeto 13. Elaboración propia.

- El primer test del sujeto 13 representa una clara demostración de diferentes tipos de agarre perfectamente identificados por su correspondiente grado de retroversión pélvica registrado en el eBack. Muchos cambios de posición con bastante estabilidad pélvica en cada una de ellas.
- Aunque los valores medios quizá no representen demasiado en esta valoración la reducción del grado de retroversión en el segundo test fue de 13 grados.
- En el test controlado por el eBack también se registraron diferentes opciones de agarre (a la barra lateral, a la barra central, a la caída, antebrazos sobre barra). A lo largo de esta valoración se supera el valor de la ANTMAX establecida en el primer test varias veces y durante mucho tiempo.
- Por otro lado el efecto eBack no parece perceptible salvo si se observan los 3 minutos de calentamiento previos al segundo test. En este intervalo el sujeto realiza una rápida adaptación a la posición requerida.

- Tan solo al final aparecen vibraciones que desaparecen rápidamente con el último esfuerzo.
- Demasiadas variaciones en la retroversión pélvica no permiten concluir con firmeza. Por otro lado la potencia máxima presentó una reducción casi insignificante (2 vatios).
- Frecuencia cardíaca prácticamente igual en ambos test.
- Ligero aumento de la cadencia de pedaleo (sobre todo en las primeras fases del test).
- Aumento de la inestabilidad de retroversión pélvica con el estímulo eBack.
- El sujeto comenta muy buenas sensaciones durante la práctica totalidad del test salvo en la parte final en la que dice sentir mucha sobrecarga en las piernas.

4.5.14. Sujeto 14

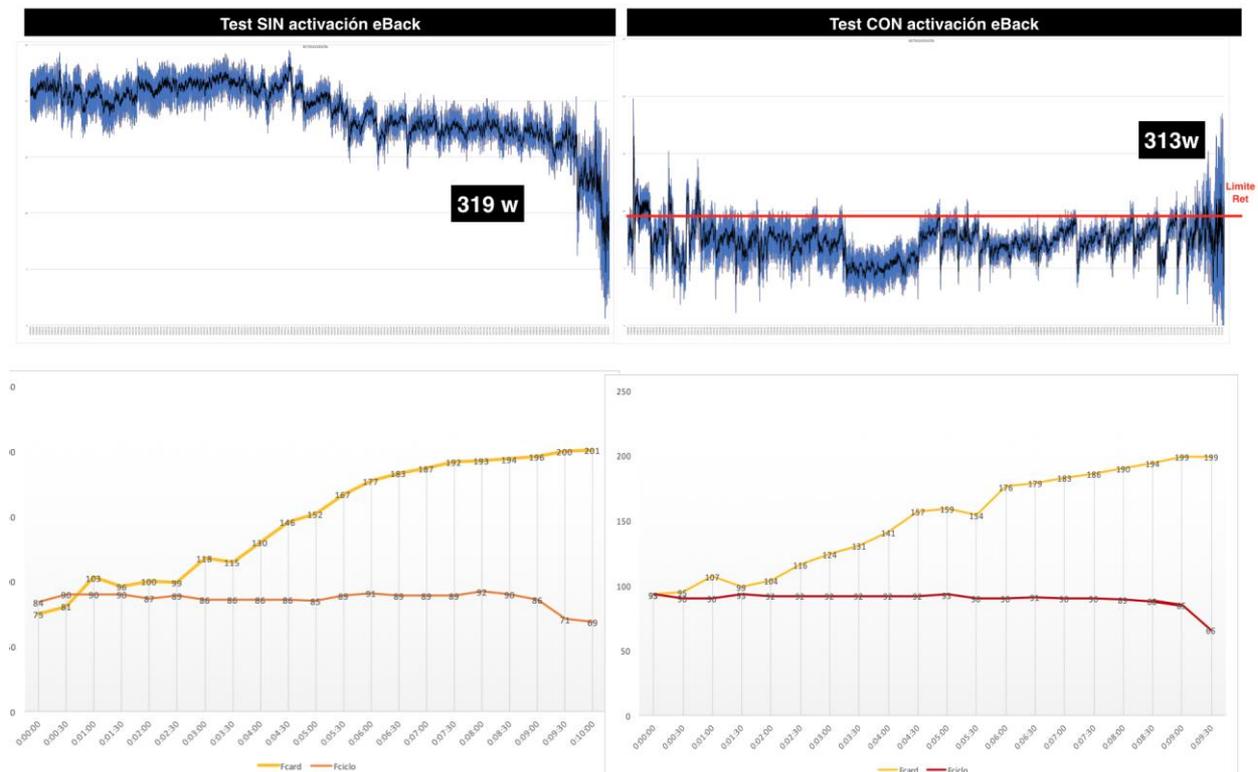


Figura 138: Resumen de valoración individual sujeto 14. Elaboración propia.

- Este sujeto ha tenido un gran rendimiento en ciclismo pero ahora solo dedica un día a la semana a esta actividad y de una forma bastante recreativa.

- Sin duda su capacidad para adoptar posiciones en la bicicleta es elevada. Comenzó pedaleando en el primer test a 22 grados de su ANTMAX y modificó su posición a partir del momento en el que la intensidad del test requirió mayor desempeño. De hecho al final se acercó bastante a su límite de anteversión.
- El periodo de calentamiento previo al protocolo del test está incluido en la gráfica y puede comprobarse como realiza una adaptación progresiva encontrando poco a poco el grado de rotación necesario para que la señal vibratoria deje de aparecer.
- Una vez comenzado el test se mantiene en la zona límite de vibración durante un par de minutos y luego decide cambiar el agarre a la caída. El comenta que en esa posición se encuentra cómodo y además dentro del rango postural requerido.
- Tras ese tiempo decide cambiar de nuevo el agarre a barra lateral. Aquí debe realizar de nuevo una adaptación para mantenerse en el rango de permisividad y, conforme va aumentando la intensidad del test, su posición revela una tendencia a la retroversión que controla con respuestas rápidas y mantenidas durante 3 minutos.
- Repentinamente su control empieza a desaparecer y la intensidad genera variaciones importantes en el grado de retroversión pélvica. Tras lo cual finaliza el test con menos potencia que en el protocolo sin control eBack.
- La reducción de grados de retroversión media es de 12.
- Se aprecia un aumento de la inestabilidad de rotación pélvica en el segundo test.
- Se puede comprobar un comportamiento diferente en la curva de frecuencia cardíaca. Mientras en el primer test la activación cardíaca fue lenta al principio y rápida a partir del 25% del test en el segundo protocolo la pendiente de la curva es más homogénea desde sus inicios. Se registraron 2 latidos menos en el segundo test para el valor de la frecuencia cardíaca máxima.
- El valor de la potencia aeróbica máxima disminuyó en 6 vatios con respecto al primer test.
- El sujeto comentó al finalizar el segundo test la imposibilidad de seguir por sobrecarga de piernas de forma generalizada.

4.5.15. Sujeto 15

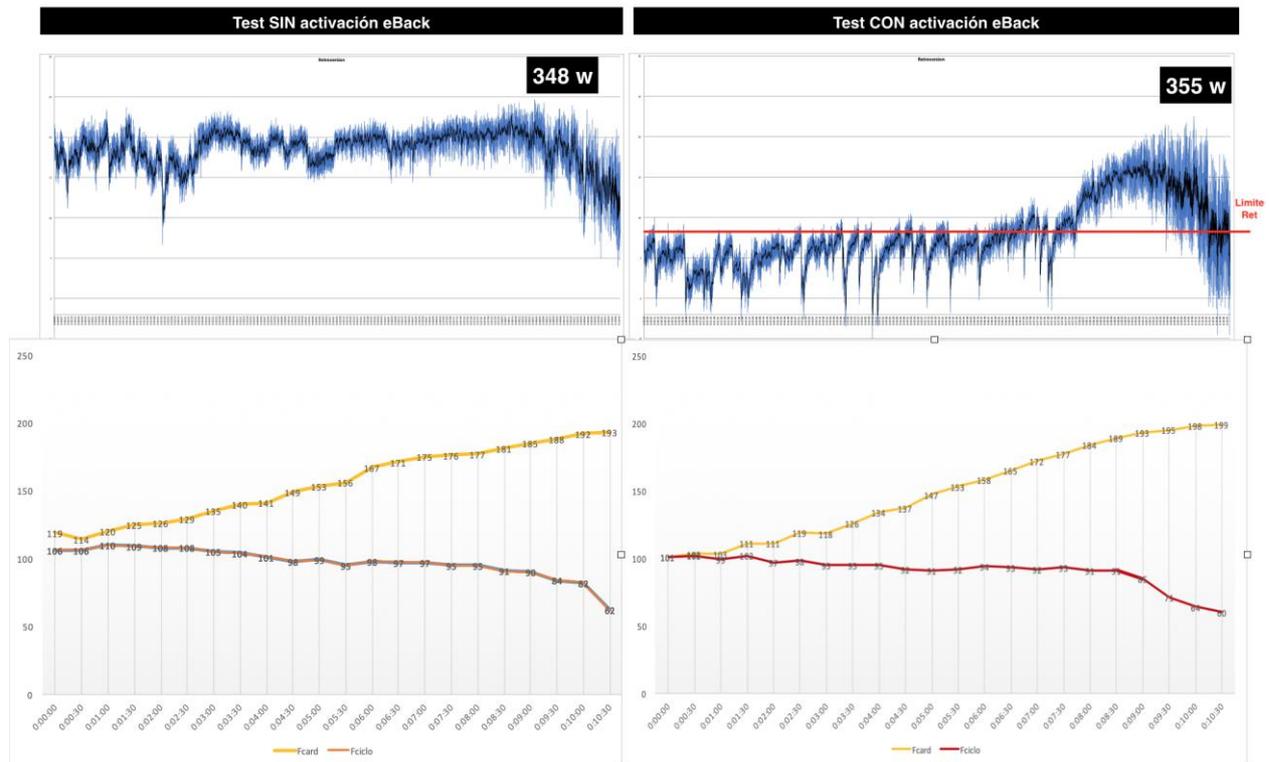


Figura 139: Resumen de valoración individual sujeto 15. Elaboración propia.

- Este sujeto representa muy bien lo que podría considerarse efecto eBack. En la gráfica del segundo test puede observarse perfectamente hasta donde llega la influencia de las activaciones de vibración (75% del test).
- La reducción del grado de retroversión fue de 10 grados en un sujeto que pedalea de forma natural bastante alejado de su posición ANTMAX.
- El control de respuesta a la vibración es consistente sobre todo en las primeras etapas del test.
- No se aprecian cambios en la estabilidad de la retroversión pélvica.
- Se registró un aumento de la frecuencia cardíaca máxima de 6 latidos.
- Se aprecia una reducción de la cadencia de pedaleo en el segundo test pero la evolución de la misma resulta ser más estable.
- La potencia aeróbica máxima mejora en 7 vatios.

4.5.16. Sujeto 16

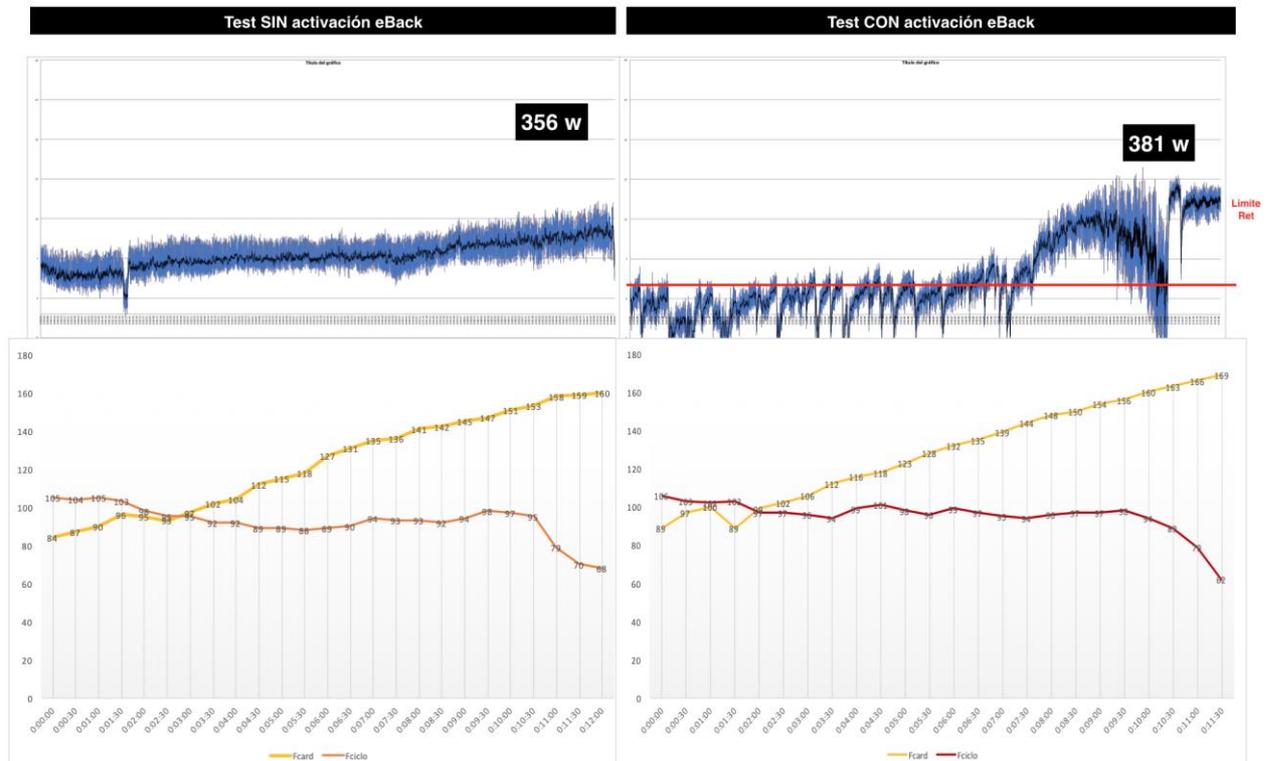


Figura 140: Resumen de valoración individual sujeto 16. Elaboración propia.

- El sujeto 16 muestra un pedaleo natural muy próximo a la ANTMAX (7 grados) y el control del eBack permite reducirlo a 4,5 grados en el segundo test.
- La decisión de adoptar un agarre a la caída desde el inicio del segundo test permite controlar el rango de grados permitido aunque conforme avanza el protocolo el nivel de control en la respuesta a la vibración se reduce.
- Aparecen nuevos valores de ANTMAX que incluso se mantienen durante varios segundos.
- La estabilidad de la retroversión mejora ligeramente en la realización del segundo test.
- Como en otros casos el control por vibración deja de ser funcional a partir del 75% del tiempo del protocolo. En este instante el grado de retroversión aumenta rápidamente incluso por encima de los valores del primer test y disminuye la estabilidad.

- En la fase final se evidencia un cambio de agarre hacia una posición de agarre a barra lateral que conlleva una retroversión elevada pero mejora la estabilidad.
- Se mejora el valor de la frecuencia cardíaca máxima en 9 latidos y la evolución de la curva en el segundo test presenta cambios más homogéneos.
- Se evidencia un claro aumento de la cadencia de pedaleo durante toda la realización del segundo test.
- La potencia máxima alcanzada experimenta un extraordinario incremento de 25 vatios.

5. DISCUSIONES Y CONCLUSIONES

5.1. SOBRE LAS POSIBILIDADES DE INTERVENCIÓN DEL DISPOSITIVO EN EL CONTROL POSTURAL

- El eBack puede considerarse un dispositivo muy funcional a la hora de proporcionar feedback vibratorio durante el pedaleo.
- El eBack consigue un efecto claro sobre el ciclista en lo que se refiere a la reducción del grado de retroversión desde su posición de anteversión máxima.
- La señal vibratoria del eBack es adecuada para proporcionar feedback al ciclista mientras realiza la actividad de pedaleo. Es de destacar el carácter completamente inocuo del dispositivo eBack, carente de cualquier posible efecto secundario nocivo
- El ciclista responde claramente a las señales de vibración salvo que la intensidad del ejercicio se lo impida.

5.2. SOBRE LA CAPACIDAD DEL DISPOSITIVO DE MEDIR LA POSICIÓN

- El eback proporciona una medida lo suficientemente precisa y rápida para que el intercambio de información entre el ciclista y el dispositivo permita modificar la posición sobre el sillín en tiempo real.
- Se pueden identificar diferentes formas de agarre al manillar lo que permite evaluar el rendimiento en cada caso y construir un sistema más completo que pueda asesorar al usuario la mejor opción en cada momento.

5.3. SOBRE LA ENTREGA DE POTENCIA EN DIFERENTES POSICIONES SOBRE LA BICICLETA

- Parece probable el hecho de que pedalear relativamente cerca del grado de anteversión máxima permita mejorar la producción de potencia.
- Los diferentes tipos de agarres modifican el grado de retroversión pélvica desde la posición de máxima anteversión y por lo tanto es también probable que afecten a la capacidad de generar potencia.

- Es preciso identificar correctamente el grado óptimo de retroversión/anteversión pues puede que posiciones demasiado radicales afecten negativamente a la capacidad de generar potencia.
- El grado de retroversión/anteversión parece estar afectado por el acondicionamiento de grupos musculares y articulaciones así como por la habilidad de movilizar la pelvis.
- Parece probable que el hecho de pedalear relativamente cerca de la anteversión máxima reclute la musculatura isquiotibial en mayor medida.
- Parece interesante realizar un acondicionamiento del sujeto ciclista previo al ajuste de las medidas de la bicicleta que permitan pedalear en las mejores circunstancias para obtener el máximo rendimiento a la hora de producir potencia.

5.4. SOBRE LA INFLUENCIA DE LA POSICIÓN PÉLVICA EN LA CADENCIA DE PEDALEO

- No se puede asociar una posición pélvica determinada a una cadencia mayor o menor pero algunos sujetos han mostrado aumento de la cadencia de pedaleo al reducir el grado de retroversión.

5.5. SOBRE LA INFLUENCIA DE LA POSICIÓN PÉLVICA EN SU ESTABILIDAD DURANTE EL PEDALEO

- No se puede asociar una posición determinada a una mayor estabilidad.

5.6. SOBRE LA UTILIZACIÓN DEL DISPOSITIVO DURANTE LA REALIZACIÓN DE LA ACTIVIDAD

- El dispositivo eBack es completamente portable, ligero y cómodo de utilizar en la práctica real del ciclismo, ya sea en ámbitos deportivos o simplemente durante la actividad cotidiana de transporte.
- El dispositivo eBack puede ser el complemento perfecto para el entrenamiento de ciclismo pues permite integrar medidas mecánicas de intensidad (potencia), y velocidad, medidas fisiológicas (frecuencia cardíaca) y medidas posturales en

tiempo real. El balance de todas ellas puede aportar una metodología de la práctica deportiva más avanzada.

- El dispositivo eBack permite la realización de valoraciones funcionales asociadas a situaciones posturales lo que genera un avance en el conocimiento de la práctica deportiva.

6. FUTUROS DESARROLLOS

- Será preciso realizar más pruebas para intentar identificar mejoras en el funcionamiento del eBack que lo hagan todavía más eficiente y usable.
- Es recomendable cambiar los sistemas de sujeción de los sensores ya que los actuales desechables y pegados con adhesivos a la piel son susceptibles de mejorar siendo una posibilidad a estudiar incorporarlos a la vestimenta del ciclista.
- También puede ser recomendable sustituir los sensores actuales por unos que presenten comunicación inalámbrica con la centralita.
- A partir de los resultados obtenidos en el presente trabajo de investigación y de las nuevas pruebas que se realicen se podrá mejorar el conocimiento residente en el sistema experto para incrementar la eficiencia del eBack.

7. REFERENCIAS

- Alcalde, Y. (2011). *Ciclismo y rendimiento: Guía para optimizar el entrenamiento y mejorar el ciclismo*. Madrid: Tutor.
- Alcalde, Y. (20 de abril de 2018). *Bici de ruta con acoples vs cabra, ¿quién gana?* [Entrada de blog]. Recuperado de: www.ciclismoyrendimiento.com/bici-de-ruta-con-acoples-vs-cabra-quien-gana/.
- Alcalde, Y. (s.f.). *Biomecánica aplicada al ciclismo*. Recuperado el 7 de abril, de Ciclismo y rendimiento: www.ciclismoyrendimiento.com/wp-content/uploads/2011/03/biomecanica-1-sporttraining.pdf.
- Allen, H. (16 de mayo de 2011). *Bike posture with Hunter Allen* [video]. Recuperado de: www.youtube.com/watch?v=aKR2fTJ21fc.
- Allen, H. y Coggan, A. (2010). *Entrenar y correr con potenciómetro*. Badalona: Paidotribo.
- Belluye, N. y Cid, M. (2001). Biomechanics approach to modern cycling, literature's data. *Science and sports*, 16 (2), 71-87. Recuperado de: www.researchgate.net/publication/233713626_Biomechanics_approach_to_modern_cycling_literature_data's.
- Billat, V. (2002). *Fisiología y metodología del entrenamiento. De la teoría a la práctica*. Barcelona: Paidotribo.
- Castellanos, C. y Suárez Fajardo, C. (2017). Algunos métodos de representación matemática de las rotaciones de un cuerpo rígido, parte i. *Redes De Ingeniería*, 52-58. doi: 10.14483/2248762X.12476.
- Castellote, J.M. (1986). Biomecánica de la extremidad inferior en el ciclista. *Archivos de medicina del deporte*, 3 (11), 233-238.
- Clemison, S. (2017). *A history of cycling in 100 objects*. Londres: Bloomsbury Publishing.

- Dalton, E. (2011). *The bike body: working with cyclist*. Recuperado el 23 de enero de 2019 de: www.nncweb.com/id105.html.
- Delgado, P. (s.f.). *El pulsómetro*. Recuperado el 7 de mayo de 2019, de: www.pedrodelgado.com/perico/consejos/entrenamiento/pulsometro.html.
- Di Prampero, P. (2000). Cycling on Earth, in space, on the Moon. *European journal of applied physiology*, 82, 345-360. Recuperado de: link.springer.com/journal/421.
- Fader, F. (6 de agosto de 2015). *Protocolo incremental*. [Entrada de blog]. Recuperado de: g-se.com/protocolo-incremental-bp-P57cfb26e834e3.
- Faude, O., Kindermann, W. y Meyer, T. (2009). Lactate threshold concepts: how valid are they? *Sports Medicine*, 39 (6), 469–490. doi: 10.2165/00007256-200939060-00003.
- Fernández, J. (s.f.). *Las claves del entrenamiento por vatios*. Recuperado el 8 de abril de 2019 de: rfec.com/es/smartweb/universo_ciclista/articulo/rfec/36-Las-claves-del-entrenamiento-por-vatios.
- Ferrer, B. (2016). *Comparación de diferentes métodos de ajuste de la bicicleta en ciclistas entrenados: influencia de factores biomecánicos y energéticos*. (Tesis doctoral). Universidad de León, España.
- Ferrer, V. y García-López, J. (2017). *Comparación de diferentes métodos de ajuste de la bicicleta en ciclistas entrenados: influencia de factores biomecánicos y energéticos*. Recuperado el 15 de junio de 2019, de: www.researchgate.net/publication/316427657_Comparacion_de_diferentes_métodos_de_ajuste_de_la_bicicleta_en_ciclistas_entrenados_influencia_de_factores_biomecánicos_y_energéticos_Comparison_of_different_methods_to_adjust_the_bicycle_in_trained_c.
- Ferrer-Roca, V, Roig, A., Borrás, X., Galilea, P., García-López, J. (2010). Caracterización del patrón de pedaleo en ciclistas de alto rendimiento. En XXXIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales BioValencia, Valencia.

- Ferrer-Roca, V, Roig, A., Galilea, P., García-López, J. (2011). Static versus dynamic evaluation in bike fitting: Influence of saddle height on lower limb kinematics. *Journal of Sport Sciences*. 26 (11), 3025-3029.
- Figuro, A., Rodríguez, A., Sande, J., Peña, E. y Rabuñal, J. R. (2018). Field measurements of angular motions of a vessel at berth: Inertial device application. *CEAI*, 20 (3), 79-88.
- Froelicher, V. F. y Myers, J. (2006). *Exercise and the heart*. Philadelphia: Saunders.
- García, J. (2016). *Ajuste de la bicicleta en triatlón*. [Diapositivas de PowerPoint]. Recuperado de: triatlon.deporteenlanube.es/moodle/pluginfile.php/2842/mod_resource/content/1/Ajuste-Bicicleta-Triatlón-Juan-Garcia.pdf.
- García-López, J., Díez-leal, S., Rodríguez-Marroyo, J.A, Larrazabal, J., Galdeano, I.G., Villa, J.G. (2009). Eficiencia mecánica de pedaleo en ciclistas de diferente nivel competitivo. *Biomecánica*. 17 (2), 9-20.
- Hayot, C., Decatoire, A., Bernard, J., Monnet, T. y Lacouture, P. (2012). Effects of “posture length” on joint power in cycling. *Procedia Engineering*, 34, 212-217. doi:10.1016/j.proeng.2012.04.037.
- Hayot, C., Sakka, S. y Laocuture, P. (2013). Contribution of the six major gait determinants on the vertical center of mass trajectory and the vertical ground reaction force. *Human Movement Science*, 32 (2), 279-289. doi:10.1016/j.humov.2012.10.003.
- Henke, T. (1998). Real-Time feedback of pedal forces for the optimization of pedaling technique in competitive cycling. En H. J. Riehle y M. M. Vieten (eds). *16 International Symposium on Biomechanic*. Simposio llevado a cabo en Konstanz, Alemania.
- Hollmann, W. (2001). 42 years ago--development of the concepts of ventilatory and lactate threshold. *Sports Medicine*, 31(5), 315–320. doi: 10.2165/00007256-200131050-00002.

- Hottenrott, K. y Zülch, M. (2000). *Entrenamiento de resistencia. Preparación física para la bicicleta*. Bilbao: Dorleta, S.A.
- Hug, F. y Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of electromyography and kinesiology*, 19 (2), 182-198. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.10.010
- Las calas, aprende a colocarlas en tus zapatillas de ciclismo. (3 de enero de 2019). [Entrada de blog]. Recuperado de: blog.biciclaje.es/aprende-a-colocar-las-calas-ciclismo/.
- Lemond, G. (1990). *Ciclismo completo*. León: Hispano Europea.
- López, O. (s.f.). *Cursillo de mecánica de la bicicleta*. Recuperado el 18 de enero de 2019, de: www.ubu.es/sites/default/files/portal_page/files/mecanica_bikeweb_0.pdf.
- Manual de referencia de la aplicación Bike Fast Fit (s.f.). Recuperado de: www.bikefastfit.com.
- McGill, S., McKenzie, R., Janda, V., Cook, G., Kolar, P., Gray, G., y Tsatsouline, P. (17 de febrero de 2013). *DNS in a Functionally Oriented Clinical Practice*. [Entrada de blog]. Recuperado de: myrehabexercise.com/blog/dns-in-a-functionally-oriented-clinical-practice/.
- Monasterio, A. (2008). *Columna sana (color)*. Badalona: Paidotribo.
- Mundo Mammoth (24 de marzo de 2013). *Cómo ajustar el sillín de una bicicleta. Ajuste longitudinal*. [Video]. Recuperado de: www.youtube.com/watch?v=xU9n9tBs7u0.
- Navarro, P. (2010). Biografía de la bicicleta. En P. Carrizosa (ed), *La ingeniería de la bicicleta* (pp 13-47). Madrid: Fundación ESTEYCO.
- Overton, F. (19 de junio de 2015). *Sweet spot training: advanced aerobic endurance*. [Entrada de blog] Recuperado de: www.fascatcoaching.com/tips/sweet-spot-training/.

- Pallarés, J.G. y Morán-Navarro, R. (2012). Propuesta metodológica para el entrenamiento de la resistencia cardiorrespiratoria. *Journal of Sport and Health Research*. 4(2), 119-136.
- Peveler, W.W., Pounders, J.D. y Bishop, P.A. (2007). Effects of saddle height on anaerobic power production in cycling. *The journal of strength and conditioning research*, 21(4), 1023-1027.
- Peveler, W.W. (2008). Effects of saddle height on economy in cycling. *The journal of strength and conditioning research*, 22(4), 1355-1359.
- Piednoir, F., Meunier, G. y Pauget, P. (2000). *La bicicleta. Descubre y practica el cicloturismo*. Barcelona: INDE publicaciones.
- Piedrabuena, C. (7 de enero de 2017). *La importancia de la cadencia de pedaleo*. [Entrada de blog]. Recuperado de: solobici.es/la-importancia-de-la-cadencia-de-pedaleo/.
- Premerlani, W. y Bizard, P. (2009). *Direction cosine matrix imu: Theory*. Recuperado el 16 de abril de 2019 de: owenson.me/build-your-own-quadcopter-autopilot/DCMDraft2.pdf.
- Proper bike posture (enero de 2014). Recuperado de: www.francefrominside.com/Blog-france-from-inside/Jan_2014.html.
- Reeves, A. (s.f.a). *Cycle posture* [diapositivas de PowerPoint]. Recuperado de: www.francefrominside.com/Other-Pages/FFI%20Bike%20Posture%20web.pdf.
- Reeves, A. (s.f.b). *Correct cycling posture* [diapositivas de PowerPoint]. Recuperado de: www.reevestraining.com/Trainer%20site%20pages/FFI%20Bike%20Posture%20web.pdf.
- Ribas, J. (2010). Lactato: de indeseable a valioso metabolito. El papel de la producción de lactato en la regulación de la excitabilidad durante altas demandas de potencia en las fibras musculares. *Archivos de Medicina Del Deporte*, 17(137), 211–230. Recuperado de:

archivosdemedicinadeldeporte.com/articulos/upload/Revision_Lactato_211_137.pdf.

- Rivero, V., Ferrer-Roca, V., Ogueta-Alday, A., Rodríguez-Marroyo, J.A. y García-López, J. (2013). Influencia de la longitud de la biela en la eficiencia y biomecánica del pedaleo submáximo. *Biomecánica*, 21 (6), 46-57.
- Rønnestad, B. R. y Mujika, I. (2013). Optimizing strength training for running and cycling endurance performance: A review. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24 (4), 603-612. doi:10.1111/sms.12104.
- Sanchís, C. (22 de abril de 2014). *FTP* [Entrada de blog]. Recuperado de: g-se.com/ftp-bp-c57cfb26e77430.
- Sanchís, C. (4 de marzo de 2015). *Vatios (W)* [Entrada de blog]. Recuperado de: g-se.com/vatios-w-bp-e57cfb26e823e4.
- Serra, A. (25 de abril de 2018). *Desarrollo para bicicleta*. [Entrada de blog]. Recuperado de: www.sport.es/labolsadelcorredor/desarrollo-para-bicicleta/.
- Silberman, M., Webner, D., Collina, S. y Shiple, B.J. (2005). Road bicycle fit. *Clinical Journal of sport medicine*, 15. 271-276. doi: 10.1097/01.jsm.0000171255.70156.da
- Sintoni, D. (29 de octubre de 2014). *Entrenar por vatios con medidor de potencia*. Recuperado el 15 de abril de 2019, de www.pontemasfuerte.com/bePMF/entrenar-por-vatios-con-medidor-de-potencia/.
- Stages cycling. (s.f.). *The science of the stages*. Recuperado el 24 de marzo de 2019, de: stagescycling.com/us/technology/.
- Vallés, J.M. (2017). *Nuevo método de ajuste del tren inferior del ciclista basado en el ángulo óptimo de extensión de rodilla*. (Tesis doctoral). Universidad Miguel Hernández de Elche, España.
- Vey-Mestdagh, K. (1998). Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Applied Ergonomics*, 29 (5), 325-334.

Wasserman, K. y McIlroy, M. B. (1964). Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *The American Journal of Cardiology*, 14 (6), 844–852. doi: 10.1016/0002-9149(64)90012-8.

Zuniga, J. M., Housh, T. J., Camic, C. L., Bergstrom, H. C., Traylor, D. A., Schmidt, R. J. y Johnson, G. O. (2012). Metabolic parameters for ramp versus step incremental cycle ergometer tests. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 37 (6), 1110-1117. doi: 10.1139/h2012-098.

¿Cómo agarrar el manillar de la bicicleta? (2017) [video]. Recuperado de: www.youtube.com/watch?time_continue=5&v=kiUPw4ILqR4.

¿Cómo elegir la talla de bicicleta correcta? (s.f.). [Entrada de blog]. Recuperado de: tuvalum.com/blog/como-elegir-la-talla-de-bicicleta-correcta/.

¿Dónde está la frontera entre la innovación y el dopaje textil? (s.f.). [Entrada de blog]. Recuperado de: tuvalum.com/blog/innovacion-dopaje-textil-tour-francia-sky/.