

Universidad Cardenal Herrera-CEU

Departamento de Fisioterapia



**Lesiones Traumáticas y por Sobrecarga en
Ciclistas de Élite. Estudio Epidemiológico y
Análisis de Patrones Baropodométricos.**

TESIS DOCTORAL

Presentada por:
M^a Nieves de Bernardo Tejedor

Dirigida por:
Dr. Carlos Barrios Pitarque
Dr. Julio Doménech Fernández

VALENCIA
2013



Universidad
Católica
de Valencia
San Vicente Mártir

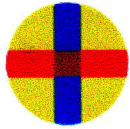
D. CARLOS BARRIOS PITARQUE
Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología
Director del Instituto Universitario de Investigación en
Enfermedades Músculo-Esqueléticas de la Universidad Católica de
Valencia "San Vicente Mártir"

CERTIFICA:

Que la presente Tesis Doctoral titulada "Lesiones Traumáticas y por Sobrecarga en Ciclistas de Élite. Estudio Epidemiológico y Análisis de Patrones Baropodométricos" ha sido realizada bajo mi dirección por DÑA. NIEVES DE BERNARDO TEJEDOR dentro del Programa de Doctorado de Fisioterapia del Deporte de la Universidad Cardenal Herrera-CEU para la obtención del Título de Doctor en Fisioterapia por dicha Universidad.

Para que así conste a los efectos legales oportunos, se presenta esta Tesis Doctoral extendiendo la presente certificación en Valencia a 4 de Octubre de 2012.

Prof. Carlos Barrios Pitarque



CEU

*Universidad
Cardenal Herrera*

Julio Doménech Fernández

Profesor asociado Facultad de Ciencias de la Salud
Universidad CEU-Cardenal Herrera
Moncada, Valencia

CERTIFICA:

Que la presente Tesis Doctoral titulada "Lesiones Traumáticas y por Sobrecarga en Ciclistas de Élite. Estudio Epidemiológico y Análisis de Patrones Baropodométricos" ha sido realizada bajo mi dirección por DÑA. NIEVES DE BERNARDO TEJEDOR dentro del Programa de Doctorado de Fisioterapia del Deporte de la Universidad Cardenal Herrera-CEU para la obtención del Título de Doctor en Fisioterapia por dicha Universidad.

Para que así conste a los efectos legales oportunos, se presenta esta Tesis Doctoral extendiendo la presente certificación en Valencia a 4 de Octubre de 2012.

Dr Julio Doménech Fernández

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a mis directores, Dr. Carlos Barrios y Dr. Julio Doménech, su ayuda en la realización de este trabajo.

Quisiera agradecer de forma muy especial a Carlos Barrios su tiempo y dedicación para hacer realidad mi Tesis doctoral. Gracias por tus ánimos cuando más los necesitaba, tu tiempo cuando no lo tenías, tu humildad para valorar mi opinión, tu paciencia para enseñarme y tu buen humor que han hecho que, el a veces arduo trabajo de investigación, sea más llevadero. Tengo la suerte de trabajar a tu lado desde hace muchos años y de contarte entre mis amigos. Ambas cosas me han hecho crecer como profesional y como persona. Gracias por las dos.

También quiero dar las gracias a Pablo Vera, por todo el tiempo que me ha regalado, por su disposición siempre para ayudarme y por lo mucho que he aprendido de Podología a su lado.

A Michal Hadala, César Láiz, Javier Zahonero y Dídac Navarro, por su ayuda en este trabajo de investigación.

A nivel personal quiero dar las gracias:

A mis padres, por la vida y los valores que han forjado mi persona, por el ambiente médico y deportivo que desde pequeña he vivido en casa, precursor de mi carrera profesional. Gracias de manera especial a mi madre, por sus desvelos, su empuje, su amor y su paciencia. Por alentar mi vocación a la Fisioterapia y creer siempre en mí. A mis hermanas, Luisa y Alejandra, que han ido por delante.

A Juan, por ser quien más ha sufrido esta Tesis y todos mis proyectos profesionales. Por su constante disponibilidad, su amor, su buena cara ante los imprevistos y por hacerme siempre fácil lo difícil. Por respetar mi libertad y entender mi trabajo. Es una suerte tener un marido con tanta categoría humana y a la vez un reto el poder estar a su altura.

A nuestras hijas, Marta e Inés, por su alegría y sus besos que hacen que todo esfuerzo merezca la pena, por todos los momentos robados en pro de la investigación. Gracias a los tres porque hacéis que sea maravilloso llegar a casa después de cada jornada.

A mi padrino Jorge, por su apoyo en todo lo que hago y por saber sacar lo mejor de mí siempre con cariño.

A mis amigos, ellos saben quienes son, que nunca fallan. Por su compañía, su sentido del humor y su mano tendida cuando hace falta. Doy gracias por estar rodeada de personas mucho mejores que yo, de las que poder aprender cada día, tanto en lo humano como en lo profesional. Decís que transmito más con las manos que con las palabras y creo que esta vez os voy a dar la razón.

*"Dios no manda cosas imposibles sino que, al mandar lo que manda, te invita a hacer lo que puedas y pedir lo que no puedas y te ayuda para que puedas. Reza como si todo dependiera de Dios. Trabaja como si todo dependiera de ti."
(San Agustín)*

GLOSARIO DE ABREVIATURAS

| | |
|------------------------|---|
| AIS | Abbreviated Injury Scale |
| C1 | Área plantar de la cabeza del metatarsiano I |
| C2 | Área plantar de las cabezas de los metatarsianos II y III |
| C3 | Área plantar de las cabezas de los metatarsianos IV y V |
| Cm | Centímetros |
| D1 | Área plantar del 1º dedo |
| D2 | Área plantar del 2º y 3º dedos |
| D3 | Área plantar del 4º y 5º dedos |
| EMG | Electromiografía |
| FPI | Foot Posture Index |
| GA | Grupo Actual |
| GH | Grupo Histórico |
| Hs | Horas |
| Hz | Hertzios |
| IQT | Isquiotibiales |
| JJ.OO | Juegos Olímpicos |
| Kg | Kilogramos |
| Km | Kilómetros |
| kPa | Kilopascal |
| LLI | Ligamento Lateral Interno |
| M1 | Área plantar del mediopié interno |
| M2 | Área plantar del mediopié externo |
| MCF | Metacarpo-falángica |
| MHz | Megahertzios |
| Mm | Milímetros |
| Ms | Milisegundos |
| ms⁻² | Metros por segundo |
| Nm⁻² | Newton por metro |
| Pa | Pascal |
| PCL | Ligamento Cruzado Posterior |
| RPM | Revoluciones por minuto |
| SCIT | Síndrome de Cintilla Iliotibial |
| T | Área plantar del talón |
| UCI | Unión Ciclista Internacional |
| W/Kg | Vatios por Kilogramo |
| Watt | Vatios |

ÍNDICE

ÍNDICE

| | |
|--|----|
| INTRODUCCIÓN..... | 3 |
| 1. El Ciclismo en Ruta hoy en día. | 3 |
| 2. El ciclista y la bicicleta. | 5 |
| 2.a. Ajustes de la bicicleta en estático. | 7 |
| 2.b. Ajustes de la bicicleta en dinámico. | 8 |
| 3. Epidemiología. | 8 |
| 4. Baropodometría. | 10 |
| 4.a. Mediciones de Fuerza. | 11 |
| 4.b. Mediciones de Presiones plantares. | 12 |
| 4.c. Configuraciones de sensores. | 12 |
| HIPÓTESIS. | 19 |
| OBJETIVOS. | 23 |
| MATERIAL Y MÉTODOS. | 27 |
| 1. Epidemiología. | 27 |
| 1.a. Sujetos. | 27 |
| 1.b. Registro de lesiones. | 27 |
| 2. Baropodometría. | 29 |
| 2.a. Sujetos. | 29 |
| 2.b. Instrumentación. | 30 |
| 2.c. Protocolo. | 31 |
| 3. Análisis estadístico. | 36 |
| 3.a. Estudio epidemiológico. | 36 |
| 3.b. Estudio baropodométrico. | 37 |

| | |
|---|----|
| RESULTADOS. | 41 |
| 1. Estudio epidemiológico descriptivo. | 41 |
| 1.a. Localización Anatómica y Origen de la lesión. | 41 |
| 1.b. Lesiones Traumáticas. | 42 |
| 1.c. Lesiones por Sobrecarga. | 44 |
| 1.d. Escalas AIS y Ekstrand. | 45 |
| 1.e. Ratios de riesgo de lesión. | 46 |
| 2. Estudio Epidemiológico Comparativo: | |
| Grupo Histórico vs Grupo Actual. | 47 |
| 2.a. Características de los grupos. | 47 |
| 2.b. Lesiones Traumáticas. | 48 |
| 2.c. Lesiones por Sobrecarga. | 50 |
| 2.d. Escalas AIS y Ekstrand. | 52 |
| 2.e. Ratios de riesgo de lesión. | 54 |
| 3. Estudio Baropodométrico Descriptivo. | 55 |
| 3.a. Análisis de las presiones máximas en cada prueba. | 55 |
| 3.b. Variaciones de las presiones máximas por áreas a lo largo de las 4 pruebas. | 60 |
| 3.c. Influencia del morfotipo de pie (Foot Posture Index) en el registro de las presiones plantares. | 68 |
| 3.d. Influencia de la Fórmula metatarsal en el registro de las presiones plantares. | 72 |
| 3.e. Influencia del tipo de calas en el registro de las presiones plantares. | 74 |
| 3.f. Influencia del Balance articular del miembro inferior en el registro de las presiones plantares. | 77 |
| 3.g. Influencia de la dominancia del miembro inferior en el registro de las presiones plantares. | 82 |
| 4. Estudio Baropodométrico de los diferentes grupos de lesión. | 84 |

| | |
|---|-----|
| 4.a. Análisis de las presiones máximas en cada prueba. | 84 |
| 4.b. Incremento de la Presión Máxima a lo largo de las 4 pruebas en relación a la patología por Sobrecarga. | 89 |
| 4.c. Presiones máximas medias de cada grupo de patología por Sobrecarga vs Normal, para todas las áreas. | 92 |
| DISCUSIÓN. | 97 |
| 1. Estudio de Epidemiología. | 97 |
| 2. Estudio de Baropodometría. | 103 |
| 3. Limitaciones del Estudio. | 109 |
| 4. Perspectivas de futuro. | 112 |
| CONCLUSIONES | 115 |
| BIBLIOGRAFÍA. | 119 |
| ANEXOS. | 129 |
| ANEXO I. Relación de publicaciones y comunicaciones a congresos. | |
| ANEXO II. Artículo publicado en “Journal of Sports Sciences”. | |
| ANEXO III. Comunicación realizada en el Congreso Europeo de Medicina del Deporte (Certificado y Abstract). | |
| ANEXO IV. Comunicación realizada en el Congreso Europeo de Medicina del Deporte (Certificado y Abstract). | |
| ANEXO V. Póster presentado en el Congreso Mundial de Prevención de Lesiones deportivas. | |
| ANEXO VI. Comunicación realizada en el Congreso de la Federación Española de Medicina del Deporte (Cartificado y Abstract). | |
| ANEXO VII. Comunicación realizada en el Congreso de la Federación Española de Medicina del Deporte (Cartificado y Abstract). | |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|----|
| Tabla 1. Unión ciclista Internacional (UCI) Calendario de Competición y Puntuaciones. | 5 |
| Tabla 2. Relación entre algunas lesiones y los reglajes de la bicicleta. | 8 |
| Tabla 3. Grupos del Estudio Epidemiológico. | 27 |
| Tabla 4. Escala Abreviada de Lesiones (AIS). | 29 |
| Tabla 5. Escala Ekstrand. | 29 |
| Tabla 6. Características del grupo del estudio de Baropodometría. | 30 |
| Tabla 7. Index Foot Posture. Hoja de recogida de datos para clasificación del tipo de pie. | 32 |
| Tabla 8. Hoja de recogida de datos de Goniometría. | 33 |
| Tabla 9. Protocolo de pruebas para el estudio. | 34 |
| Tabla 10. Contrabalanceo de pruebas. | 36 |
| Tabla 11. Origen y localización anatómica de las lesiones. | 41 |
| Tabla 12. Lesiones producidas durante el Entrenamiento o en Competición. | 42 |
| Tabla 13. Lesiones Traumáticas. | 43 |
| Tabla 14. Lesiones por Sobrecarga. | 44 |
| Tabla 15. Distribución de lesiones según las Escalas AIS y Ekstrand. | 45 |
| Tabla 16. Ratios de Riesgo de Lesión. | 46 |
| Tabla 17. Características de los grupos Histórico y Actual. | 47 |
| Tabla 18. Distribución de lesiones en GH y GA. | 48 |
| Tabla 19. Lesiones Traumáticas en GH y GA: Diagnóstico y Localización anatómica. | 49 |
| Tabla 20. Lesiones por sobrecarga en GH y GA: Diagnóstico y Localización anatómica. | 51 |
| Tabla 21. Distribución de lesiones en GH y GA según las Escalas AIS y Ekstrand. | 53 |
| Tabla 22. Ratios de riesgo de Lesión en GH y GA. | 54 |

| | |
|--|----|
| Tabla 23. Presiones máximas en cada área plantar del pie derecho. | 59 |
| Tabla 24. Presiones máximas en cada área plantar del pie izquierdo. | 60 |
| Tabla 25. Resumen de significación estadística para las zonas distales de pie derecho y pie izquierdo en la Prueba 3. | 60 |
| Tabla 26. Distribución de la muestra del estudio en función del FPI. | 68 |
| Tabla 27. Distribución de la muestra del estudio en función del FPI reagrupados en 3 únicos grupos. | 68 |
| Tabla 28. Registro de presiones máximas durante la Prueba 1 según FPI agrupado (pie derecho). | 69 |
| Tabla 29. Registro de presiones máximas durante la Prueba 4 según FPI agrupado (pie derecho). | 70 |
| Tabla 30. Distribución de la muestra del estudio en función de la Fórmula metatarsal que presentaban (Minus o Plus minus). | 72 |
| Tabla 31. Distribución de la muestra del estudio en función del tipo de calas que utilizaban (Fijas o Móviles). | 74 |
| Tabla 32. Balance articular. Percentiles del grupo de ciclistas que participaron en el estudio. | 77 |
| Tabla 33. Balance articular. Distribución de la muestra en función de los hallazgos goniométricos obtenidos para las articulaciones de cadera y tobillo. | 78 |
| Tabla 34. Resumen de significación estadística para las diferentes áreas plantares del lado derecho, según la movilidad articular y en las diferentes pruebas. | 78 |
| Tabla 35. Distribución de la muestra del estudio en función de la dominancia del miembro inferior (Derecha/Izquierda). | 82 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Anquetil y Pulidor. Tour de Francia 1964. | 3 |
| Figura 2. Gertjan De Vos, Equipo Geox. | 4 |
| Figura 3. Reglajes de la bicicleta. | 6 |
| Figura 4. Plataforma de presiones plantares. | 13 |
| Figura 5. Plantilla instrumentada para medición de presiones plantares. | 14 |
| Figura 6. Sistema de sensores tipo Matrix. | 14 |
| Figuras 7 y 8. Sensores de suela de zapato. | 15 |
| Figuras 9 y 10. Plantilla instrumentada y mapa de registro de presiones plantares. | 30 |
| Figuras 11a y 11b. Ciclistas con el dispositivo de medición de presiones plantares colocado. | 31 |
| Figura 12. Diferentes formulas metatarsales en el pie humano. | 32 |
| Figura 13. Rangos articulares para cadera y rodilla durante el ciclo de pedaleo sentado. | 34 |
| Figura 14. Distribución de lesiones traumáticas según el área anatómica en GH y GA. | 48 |
| Figura 15. Distribución de lesiones de sobrecarga según el área anatómica en GH y GA. | 50 |
| Figura 16. Registro de Presiones máximas en ambos pies durante la Prueba 1. | 55 |
| Figura 17. Presiones máximas de ambos pies agrupadas en 3 zonas (Prueba 1). | 56 |
| Figura 18. Registro de Presiones máximas en ambos pies durante la Prueba 2. | 56 |
| Figura 19. Presiones máximas de ambos pies agrupadas en 3 zonas (Prueba 2). | 57 |
| Figura 20. Registro de Presiones máximas en ambos pies durante la Prueba 3. | 57 |
| Figura 21. Presiones máximas de ambos pies agrupadas en 3 zonas (Prueba 3). | 58 |

| | |
|--|----|
| Figura 22. Registro de Presiones máximas en ambos pies durante la Prueba 4. | 58 |
| Figura 23. Presiones máximas de ambos pies agrupadas en 3 zonas (Prueba 4). | 59 |
| Figura 24. Distribución de presiones plantares máximas medias en pie derecho y pie izquierdo en zonas digitales a lo largo de las cuatro pruebas. | 61 |
| Figura 25. Porcentaje de Presión máxima para cada una de las 3 subáreas digitales en pie derecho y pie izquierdo a lo largo de las cuatro pruebas. | 62 |
| Figura 26. Distribución de presiones plantares máximas medias en pie derecho y pie izquierdo en zonas metatarsales a lo largo de las cuatro pruebas. | 62 |
| Figura 27. Porcentaje de Presión máxima para cada una de las 3 subáreas metatarsales en pie derecho y pie izquierdo a lo largo de las cuatro pruebas. | 63 |
| Figura 28. Distribución de presiones plantares máximas medias en pie derecho y pie izquierdo en zonas de mediopié (M) y retropié (T) a lo largo de las cuatro pruebas. | 63 |
| Figura 29. Porcentaje de Presión máxima para las zonas de mediopié (M) y retropié (T) en pie derecho y pie izquierdo a lo largo de las cuatro pruebas. | 64 |
| Figura 30. Incremento de Presión máxima en cada área plantar para el pie derecho a lo largo de las cuatro pruebas. | 65 |
| Figura 31. Incremento de Presión máxima en cada área plantar para el pie izquierdo a lo largo de las cuatro pruebas. | 65 |
| Figura 32. Incremento de Presión máxima en las 3 subáreas plantares (digital, metatarsal, mediopié+retropié) para el pie derecho en cada una de las cuatro pruebas. | 66 |
| Figura 33. Incremento de Presión máxima en las 3 subáreas plantares (digital, metatarsal, mediopié+retropié) para el pie izquierdo en cada una de las cuatro pruebas. | 66 |
| Figura 34. Porcentaje de Presión máxima para las zonas de dedos (D), metatarsianos (C) y medio-retropié (M+T) del pie derecho para cada una de las cuatro pruebas. | 67 |

| | |
|---|----|
| Figura 35. Porcentaje de Presión máxima para las zonas de dedos (D), metatarsianos (C) y medio-retropié (M+T) del pie izquierdo para cada una de las cuatro pruebas. | 67 |
| Figura 36. Distribución de presiones plantares máximas medias en el pie derecho en los 3 grupos (normal, Pronado y Supinado) durante la Prueba 1. | 69 |
| Figura 37. Distribución de presiones plantares máximas medias en las áreas digital, metatarsal y mediopié internas, en el pie derecho para los 3 grupos (Normal, Pronado y Supinado) durante la Prueba 1. | 70 |
| Figura 38. Distribución de presiones plantares máximas medias en el pie derecho en los 3 grupos (Normal, Pronado y Supinado) durante la Prueba 4. | 71 |
| Figura 39. Distribución de presiones plantares máximas medias en las áreas digital, metatarsal y mediopié internas, en el pie derecho para los 3 grupos (Normal, Pronado y Supinado) durante la Prueba 4. | 72 |
| Figura 40. Distribución de presiones máximas en el área metatarsal en función de la Fórmula metatarsal durante la Prueba 2 (pie derecho). | 73 |
| Figura 41. Distribución de presiones máximas en el área del Talón en función de la Fórmula metatarsal en cada una de las cuatro pruebas (pie derecho). | 73 |
| Figura 42. Registro de presiones máximas en las diferentes áreas plantares en función del tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 1 (pie derecho). | 74 |
| Figura 43. Registro de presiones máximas en las diferentes áreas plantares en función del tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 2 (pie derecho). | 75 |
| Figura 44. Registro de presiones máximas en las diferentes áreas plantares en función del tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 3 (pie derecho). | 75 |
| Figura 45. Diferencias de registro de presiones máximas en el antepié según el tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 1 (pie derecho). | 76 |
| Figura 46. Registro de presiones máximas en las diferentes áreas plantares en función del tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 4 (pie derecho). | 76 |

| | |
|--|----|
| Figura 47. Diferencias de registro de presiones máximas en el antepié según el tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 4 (pie derecho). | 77 |
| Figura 48. Diferencias de presiones maximas en el mediopié del lado derecho (M1 y M2) según el rango articular de Rotación externa de cadera en las Prueba 3. | 79 |
| Figura 49. Diferencias de presiones maximas en el mediopié del lado derecho (M1 y M2) según el rango articular de Rotación externa de cadera en las Prueba 4. | 79 |
| Figura 50. Registro de Presión máxima media en las diferentes áreas plantares según el rango de movilidad articular de rotación externa de cadera (lado derecho). | 80 |
| Figura 51. Registro de Presión máxima media en las diferentes áreas plantares según el rango de movilidad articular de rotación interna de cadera (lado derecho). | 81 |
| Figura 52. Registro de Presión máxima media en las diferentes áreas plantares según el rango de movilidad articular de flexión dorsal de tobillo (lado derecho). | 81 |
| Figura 53. Diferencias de registro de presiones máximas en el antepié interno según el grado de movilidad articular de flexión plantar de tobillo derecho (media de la 4 pruebas). | 82 |
| Figura 54. Registro de presiones plantares en el área C1, para miembro dominante y no dominante, a lo largo de las 4 pruebas. | 83 |
| Figura 55. Distribución de presiones máximas plantares en los diferentes grupos de lesión durante la Prueba 1 (pie derecho). | 84 |
| Figura 56. Distribución de presiones máximas en las áreas metatarsales para los diferentes grupos lesionales durante la Prueba 1 (pie derecho). | 85 |
| Figura 57. Distribución de presiones máximas plantares en los diferentes grupos de lesión durante la Prueba 2 (pie derecho). | 86 |
| Figura 58. Distribución de presiones máximas en las áreas D1, C1 y C3 para los diferentes grupos lesionales durante la Prueba 2 (pie derecho). | 86 |
| Figura 59. Distribución de presiones máximas plantares en los diferentes grupos de lesión durante la Prueba 3 (pie derecho). | 87 |
| Figura 60. Distribución de presiones máximas en las áreas D1, C1 y C3 para los diferentes grupos lesionales durante la Prueba 3 (pie derecho). | 88 |

| | |
|--|----|
| Figura 61. Distribución de presiones máximas plantares en los diferentes grupos de lesión durante la Prueba 4 (pie derecho). | 88 |
| Figura 62. Distribución de presiones máximas en las áreas D1, C1 y C3 para los diferentes grupos lesionales durante la Prueba 4 (pie derecho). | 89 |
| Figura 63. Incremento de la Presión máxima en el área del 1º Dedo en los diferentes grupos de lesión y a lo largo de las cuatro pruebas (pie derecho). | 90 |
| Figura 64. Incremento de la Presión máxima en el área del Metatarsiano I en los diferentes grupos de lesión y a lo largo de las cuatro pruebas (pie derecho). | 91 |
| Figura 65. Incremento de la Presión máxima en el área de los Metatarsianos IV y V en los diferentes grupos de lesión y a lo largo de las cuatro pruebas (pie derecho). | 91 |
| Figura 66. Presiones máximas medias en el área de los Metatarsianos IV y V del pie izquierdo en sujetos con SCIT y grupo control durante las Pruebas 2 y 3. | 92 |
| Figura 67. Presiones máximas medias en el área de los Metatarsianos IV y V del pie derecho en sujetos con SCIT y grupo control durante las Pruebas 2 y 3. | 93 |
| Figuras 68 y 69. Presiones máximas medias en el área D1 y Antepié del pie izquierdo y el pie derecho en sujetos con Tendinopatía de Aquiles y grupo control durante la Prueba 4. | 94 |

INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

1. EL CICLISMO EN RUTA HOY EN DIA.

El ciclismo de competición nace a finales del siglo XIX con míticas carreras, que todavía hoy perduran, como la Lieja - Bastogne - Lieja en 1892 o la París - Roubaix en 1896. Es a principios del siglo XX cuando se inician las grandes vueltas, con el Tour de Francia en 1903 y el Giro de Italia en 1908. La Vuelta Ciclista a España empezaría algo más tarde, en 1935.

En el año 1900 se crea la Unión Ciclista Internacional (UCI), como órgano encargado de regular la modalidad deportiva del ciclismo y todas sus especialidades. El ciclismo en Ruta (que incluye Carrera en Línea y Contra-reloj) está dentro de las modalidades Olímpicas de este deporte desde la primera edición de los Juegos de la era moderna (Atenas 1896). Será 100 años más tarde, en los JJ.OO de Atlanta 1996, cuando se permita la participación de ciclistas profesionales.

Figura 1. Anquetil y Pulidor. Tour de Francia 1964 (www.cyclinghalloffame.com)



Hoy en día, los equipos ciclistas se organizan y regulan a través de la UCI en 4 niveles:

1º nivel: equipos UCI ProTeam. Su número está limitado a 18 en todo el mundo. El acceso a esta categoría requiere el cumplimiento de 4 criterios:

- Deportivo: implica estar como mínimo entre los 20 primeros clasificados en el ranking UCI por equipos.
- Ético: se exige respetar unas cláusulas que hacen referencia al respeto del reglamento y las normas antidoping, así como a las obligaciones contractuales y legales del equipo

en lo referente al pago de tasas, seguridad social y mantenimiento de cuentas, todo regido por un principio de transparencia y buena fe.

- Económico: que se evalúa sobre la base del informe de los auditores designados por la UCI, teniendo en cuenta principalmente los recursos y la estabilidad económica del equipo.
- Administrativo: abarca principalmente la entrega de la documentación de solicitud y registro (contratos, seguros, garantías bancarias, etc.) y la profesionalidad y la rapidez con la que se gestiona esta documentación, así como el cumplimiento de los plazos establecidos.

2º nivel: equipos UCI Professional Continental Team, que incluye los mismos criterios que el UCI ProTeam, salvo el deportivo.

3º nivel: equipos UCI Continental Team, donde las condiciones económicas son menos exigentes que las categorías anteriores y no debe cumplir con el resto de criterios establecidos para los otros equipos.

4º nivel: equipos Regionales o Equipos de Club, que tienen carácter nacional, siendo la Federación Nacional la responsable de proporcionar la licencia.

Cada ciclista pertenece a un equipo deportivo al cuál representa en todas las competiciones salvo en 2 casos: Campeonato del Mundo y Juegos Olímpicos, en los que el ciclista compite representando a su país como miembro del equipo nacional. Los equipos nacionales también se acogen a la normativa UCI y se componen de los ciclistas pertenecientes a cualquiera de las categorías descritas anteriormente.

Las competiciones más importantes a nivel mundial son el Tour de Francia, el Giro de Italia y la Vuelta a España, no sólo por su repercusión mediática sino también por ser las que más puntúan en el Ranking mundial. (Tabla 1)

Figura 2. Gertjan De Vos, Equipo Geox. (<http://www.fujibike.com/testteam/?m=201108>)



El calendario de competición para un ciclista profesional empieza a mitad de Febrero y termina al final del verano, supone un total de 90 a 100 días de competición que incluyen numerosas carreras “Clásicas” (250 km aproximadamente en un día), varias carreras de 1 semana (4 o 5 días seguidos de 150-200 km y una prueba individual contra-reloj) y 1 o 2 carreras “Grandes” de 3 semanas (Tour de Francia, Giro de Italia o Vuelta a España) divididas en 21 etapas de unos 200 km/etapa con tan solo 1 o 2 días de descanso, lo que supone unas 90-100 horas de competición en las cuales el ciclista realiza unos 3.500-4.000 km. Si tenemos en cuenta las distancias recorridas tanto en entrenamiento como en competición, un ciclista profesional de Ruta recorre entre 30.000 y 35.000 km por temporada.

Tabla 1. Unión ciclista Internacional (UCI) Calendario de Competición y Puntuaciones (www.uci.ch).

| Competition modality | Duration | Participation format | Examples | Racing format | Points to winner |
|----------------------|---------------------|----------------------|---|---|------------------|
| Major tour races | 21-22 days | Trade team | Tour de France Giro d'Italia Vuelta a España | Mass-start Individual TT Team TT ^a | 500 |
| Stage races | 4-10 days | Trade team | Paris-Nice Tirreno-Adriatico Vuelta al País Vasco | Mass-start Individual TT Team TT ^a | 200 |
| World Cup classics | 1 day | Trade team | Paris-Roubaix Milano-San Remo Clásica San Sebastián | Mass-start | 280 |
| World Championships | 2 days ^b | National team | | Mass-start ^b Individual TT ^b | 400 240 |
| Olympic Games | 2 days ^b | National team | | Mass-start ^b Individual TT ^b | 400 240 |
| Other 1-day races | 1 day | Trade team | Subida a Montjuic | Mass-start | 175 |

a The team time trial (TT) is not necessarily included in these races.
b The mass-start race and the time trial are independent of each other.

2. EL CICLISTA Y LA BICICLETA.

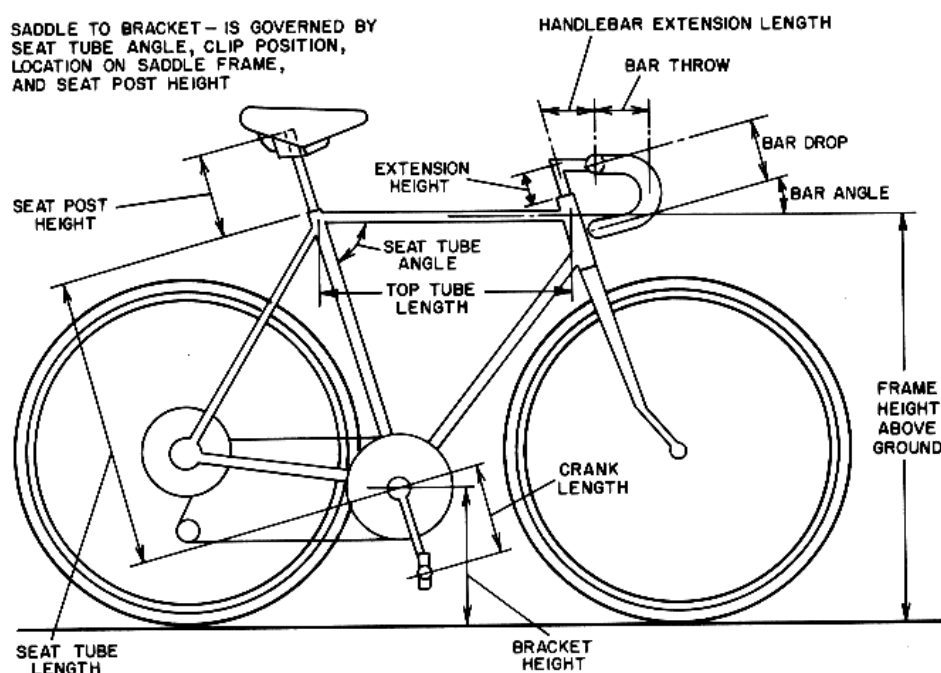
Las dimensiones y características de las bicicletas que se utilizan en competición también están recogidas y determinadas en el Reglamento UCI (www.uci.ch).

En su Capítulo III (Equipamiento), Sección 2ª (Bicicletas) se describen los principios que deben reunir, empezando por su definición (**1.3.006** “La bicicleta es un vehículo con dos ruedas de igual diámetro; la rueda delantera es directriz; la rueda trasera es motriz accionada por un sistema de pedales que actúa sobre una cadena”), posición del corredor (**1.3.008** “El corredor debe estar en posición de sentado sobre su bicicleta (posición de base). Esta posición requiere exclusivamente los siguientes puntos de apoyo: el pedal, el sillín y el manillar.”), forma de propulsión (**1.3.010** “La propulsión de la bicicleta se realizará únicamente con las piernas (cadena muscular inferior), en un movimiento circular con la ayuda de un pedalier sin ayuda eléctrica o cualquier otra.”) así

como las dimensiones y peso que éstas deben tener (“La bicicleta no debe ocupar un volumen superior a 185 cm de longitud y 50 cm de anchura”, “El peso de la bicicleta no puede ser inferior a 6,800 Kg”).

El ajuste y posicionamiento de las medidas de la bicicleta se realizan en función de las características de cada ciclista, esto se conoce internacionalmente como “Bike Fitting”. Esta técnica, nacida en torno a los años 80, tiene como doble objetivo obtener el máximo rendimiento del ciclista así como prevenir las lesiones por sobrecarga.

Figura 3. Reglajes de la bicicleta. (www.rideyourbike.com)



Este tipo de lesiones , al igual que en otras disciplinas cuyo gesto deportivo conlleva un patrón cíclico y reiterante, son las más habituales en ciclismo. Si tomamos como referencia un promedio de 80 revoluciones por minuto (rpm), un ciclista completa más de 5.400 revoluciones en una hora de entrenamiento, lo que supone aproximadamente una media de 81.000 revoluciones en tan solo 1 semana (Silberman y cols., 2005). Cada pedalada es casi idéntica a la anterior, de manera que debe ejecutarse de la forma más segura posible para permitir este alto número de repeticiones sin que ello acarree una lesión por sobrecarga. Debido a esto, un ajuste apropiado en la bicicleta es esencial para la prevención de lesiones por sobresolicitación (Tabla 2).

El Bike fitting se basa en una evaluación Estática (medidas en parado) y Dinámica (medidas en rodaje) de los ajustes de una bicicleta.

2.a. Ajustes de la bicicleta en estático.

Entre el ciclista y su bicicleta existen 3 zonas de contacto:

1) Pie-pedal : se realiza a través de la zapatilla y la cala (móvil o fija), que debe estar posicionada de tal forma que la cabeza del 1º metatarsiano caiga directamente sobre el eje del pedal. En caso de existir disimetrías de miembro inferior se pueden colocar cuñas/alzas entre la cala y la zapatilla de la pierna más corta. De forma general en ciclismo se tienen en cuenta las disimetrías reales de más de 6 mm (Baker, 2000).

Las ortesis convencionales (alzas de talón) no son tan efectivas en ciclismo como en otros deportes ya que la fuerza directriz (de propulsión) se efectúa a través de las cabezas de los metatarsianos y no del retropié (Sanderson, 1990).

2) Pelvis-sillín: el sillín debe ser ajustado en tres parámetros: altura, anterioridad-posterioridad y nivel/báscula. Los estudios y fórmulas para determinar la altura correcta del sillín fueron descritos primeramente por De Vey Mestdagh (De Vey Mestdagh, 1998) y seguidos por otros autores que han evidenciado que la altura del sillín modifica el trabajo biomecánico del tren inferior del ciclista (Bini y cols., 2010) y alteran la eficacia de la pedalada (Nordeen- Snyder, 1977). Se considera de forma general que una altura incorrecta en el sillín (muy alto o muy bajo) predispone a las ciclistas a lesiones por sobreuso (Silberman y cols., 2005) tales como dolor femoropatelar (de Vey Mestdagh, 1998) o síndrome de la Cintilla Iliotibial (Holmes y cols., 1993) .

La posición básica del sillín es aquella en la que la rodilla está casi extendida por completo al final de la pedalada. Algunos autores marcan esta posición como una flexión de rodilla de 25-30º desde extensión completa, con el pedal en posición de “6 en punto” (posición más descendida de la pedalada) (Burke, 2002; Holmes y cols., 1994).

En cuanto a la posición adelantada o atrasada del sillín, cuando el pedal está colocado a las “3 en punto” (adelantado y paralelo al suelo), la línea de plomada desde el polo inferior de la Rótula debe caer directamente sobre el eje del pedal (Silberman y cols., 2005).

El sillín debe estar nivelado de forma paralela al suelo y tener la suficiente anchura como para poder apoyar ambas tuberosidades isquiáticas, evitando así lesiones perineales por hiperpresión (Silberman y cols., 2005).

3) Manos-manillar: el ajuste de la altura del manillar es algo más subjetiva, si bien reviste una gran importancia en la aerodinámica, la potencia de la pedalada, el confort y la prevención de lesiones.

Cuando las manos están en el manillar, sujetando los frenos, los codos deben estar ligeramente flexionados y el tórax debe formar un ángulo de 45º con el tubo superior del cuadro de la bicicleta (Burke y Pruitt, 1996).

Cuanto más bajo esté el manillar mayor es la aerodinámica del ciclista, aunque esto supone un detrimento del confort y de la potencia.

Tabla 2. Relación entre algunas lesiones y los reglajes de la bicicleta (Silberman y cols., 2005).

| Ailment | Contributing Position | Bicycle Adjustment |
|--|--|---|
| Posterior neck pain, scapular pain for clarity | Too great of a reach, handlebars too low, too stretched out | 1. Ride more upright, shorten reach 2. Raise stem height 3. Shorten stem length 4. Ride with hands on hoods or tops of bars |
| Hand neuropathy (cyclist's palsy, ulnar nerve) | Too much pressure on bars, handle bars too low, saddle too far forward, excessive downward saddle tilt | 1. Increase padding on bars and gloves 2. Avoid prolonged pressure, change hand position 3. Raise stem height 4. Move saddle back if too far forward 5. If saddle is tilted down, position it level |
| Low back pain | Too stretched out | 1. Ride more upright, shorten reach 2. Raise stem height 3. Shorten stem length |
| Tibialis anterior tendonopathy | Saddle height too high | Lower saddle height |
| Achilles tendonopathy | Saddle height too high (excessive stretch) Saddle height too low (with concomitant dropping of heel to generate more power) | Lower saddle height Raise saddle height |
| Morton's neuroma/foot pain/numbness | Cleat position Irregular sole Shoes too tight | Usually, move cleat back, but may be forward Check sole for inner wear or cleat bolts pressing Wider shoes, loosen Velcro straps/shoe buckle |
| Perineal numbness | Saddle too high Tilt angle excessively up or down | Lower saddle height Adjust angle closer to level with the ground |

2.b. Ajustes de la bicicleta en dinámico.

La evaluación dinámica contempla los 3 parámetros que determinan el rendimiento del ciclista: metabolismo, biomecánica y aerodinámica. Esta valoración consta de análisis de biofeedback con sistemas gráficos de video como el SpinScan™ Pedal Stroke Analyzer, frecuencia cardíaca, medición de wattios y análisis de eficacia de la pedalada (Drake S, www.computrainer.com) de manera que cualquier variación en los ajustes de la bicicleta es evaluada según estos parámetros determinando así su efectividad o no.

Aunque las fórmulas estáticas nos puedan servir como punto de partida, cuando observamos el comportamiento del ciclista sobre la bicicleta vemos que se hace imprescindible un ajuste en dinámico de la misma.

3. EPIDEMIOLOGÍA.

A pesar de la popularidad del ciclismo de carretera y de que algunas de las competiciones de alto nivel, como el Tour de Francia, sean hoy por hoy uno de los eventos deportivos más seguidos a nivel mundial, existen muy pocos trabajos en la literatura que describan la incidencia y el riesgo de lesiones en ciclistas de elite. La gran mayoría de las publicaciones describen la incidencia de lesiones en grupos escolares, población urbana o ciclismo de recreación (Wilber y cols., 1995; Yeung y cols., 2009). Estos trabajos recogen casi en exclusiva lesiones traumáticas, pasando prácticamente desapercibidas las lesiones por sobrecarga.

En lo que se refiere al ciclismo como actividad deportiva a nivel competitivo, es más abundante la literatura relativa a la incidencia de lesiones en la modalidad de ciclismo de montaña (Chow, 1993; Gaulrapp y cols., 2001) y en triatlón (Gosling y cols., 2008).

La literatura recoge también trabajos meramente descriptivos de lesiones – especialmente por sobrecarga- derivadas de la práctica del ciclismo, incluyendo sugerencias de tipo preventivo (Holmes y cols., 1991; Wanich y cols., 2007). Ninguno de estos estudios refiere la incidencia real de estas lesiones en el ciclismo profesional de carretera.

Los Ciclistas de elite de carretera están expuestos a una gran exigencia física, teniendo en cuenta que realizan un promedio de 30.000 km y participan en una serie de 50 a 110 días de competición por año (Jeukendrup y cols., 2000; Mujika y Padilla, 2001). Cabe suponer, por tanto, que estos deportistas están expuestos a un alto riesgo de lesiones tanto traumáticas como de sobrecarga.

En lugar de estudiar la incidencia real de estas lesiones, la literatura se ha centrado principalmente en los estudios meramente descriptivos sobre posibles lesiones relacionadas con el ciclismo (especialmente lesiones por sobreuso), sugiriendo diferentes métodos teóricos de prevención (Holmes y cols., 1991; Holmes y cols., 1994; Mellion, 1991; Mellion, 1994; Wanich y cols., 2007).

El trabajo epidemiológico más exhaustivo sobre ciclismo profesional en ruta, describe lesiones ocurridas entre 1983 y 1995, en un grupo de 65 ciclistas enrolados en dos de los equipos más prestigiosos del momento (Barrios y cols., 1997). Las lesiones más frecuentes fueron debidas a mecanismos de sobrecarga (62%), en concreto, tendinopatías rotuliana y aquilea y condropatías fémoro-patelares.

Recientemente se ha publicado un estudio con ciclistas profesionales, centrado exclusivamente en las lesiones por sobrecarga que padecieron 109 ciclistas a lo largo de una sola temporada (Clarsen y cols., 2010). Este trabajo describe lesiones principalmente a nivel de la musculatura lumbar y dolor de cara anterior de rodilla, sin diagnóstico clínico concreto. Tampoco contempla las lesiones de origen traumático.

En los últimos años, el ciclismo profesional ha sufrido importantes mejoras técnicas no solo en cuanto a la Bicicleta sino también a nivel de preparación física y entrenamiento.

Los sistemas de entrenamiento actuales determinan el volumen de trabajo mediante cargas en Watios. Esto podría facilitar la aparición de lesiones musculares y tendinosas por sobrecarga. Por otra parte, al igual que en otros deportes, se han ido popularizando en el ciclismo de elite métodos de prevención de lesiones basados en distintas técnicas de preparación y recuperación post-esfuerzo. El último programa de prevención de lesiones, con un impacto notable, fue el uso obligatorio del casco durante la carrera en todas las categorías que se incorporó como norma a principios de los 90 (Sheikh y cols., 2004; Thompson y cols., 2004).

La influencia de todos estos factores en la incidencia de lesiones no está aun determinada. Este trabajo, basado en entrevistas clínicas dirigidas, pretende analizar la incidencia de lesiones en el sistema músculo-esquelético de un grupo de ciclistas de élite actualmente en activo y valorar si se mantiene la tendencia en los índices de riesgo lesional descritos hasta ahora en la literatura (Grupo Histórico que compite en los años 80-90) (Barrios y cols., 1997) o si los cambios y mejoras técnicas que ha sufrido el ciclismo de ruta en estas últimas décadas han influido en el patrón epidemiológico de los ciclistas.

4. BAROPODOMETRÍA.

El ciclismo es una de las disciplinas deportivas que más avances técnicos materiales ha sufrido. En este sentido, la introducción de la fibra de carbono, los cascos aerodinámicos o los sistemas de medición y reglajes para optimizar la bicicleta son ya una realidad. Sin embargo, de la simbiosis que se establece entre el ciclista y la bicicleta, el ciclista es con creces el más complejo de los dos, ya que las variables que de éste dependen son innumerables.

El punto de partida para iniciar el ajuste de la binomio ciclista-bicicleta es el bike fitting, previamente citado, aunque esta técnica no aborda de manera específica la transmisión de fuerzas pie/pedal, siendo éste uno de los puntos más importantes en el desarrollo de la actividad, ya que en los diferentes tipos de apoyo, al igual que ocurre en el ciclo de la marcha, una variación de la biomecánica condiciona la transmisión de las fuerzas sobre el pedal y por tanto la cinética de la bicicleta.

Resulta paradójico que, pese a ser uno de los puntos más importantes de este binomio, en la bibliografía apenas se encuentren trabajos que aborden las repercusiones biomecánicas que tienen las modificaciones patológicas y fisiológicas de la biomecánica del pie. Estas variaciones pueden condicionar el pedaleo más o menos eficiente pese a que los reglajes estén adecuadamente posicionados.

Esto puede deberse a que tradicionalmente, cuando se aborda la relación sujeto-bicicleta se tiende a proyectar la visión mecánica de la bicicleta sobre el ciclista. Conviene recordar en este sentido las palabras de Pruitt que señalan que la bicicleta, como instrumento, es ajustable mientras que el ciclista, como individuo, es adaptable (Pruitt, 1996). Los factores que rodean al deportista son más difíciles de detectar y muchas veces de compleja resolución, ya que nos encontramos ante diferentes estructuras que pueden ser objeto de repercusión (alteraciones óseas-articulares y desbalances musculotendinosos) por ello es necesario obtener la mayor información posible, tanto cinética como biomecánica, a fin de que las correcciones a implantar sean lo más precisas posibles.

La comunidad científica se ha valido de diferentes tipos de estudios para entender este dualismo. Los estudios epidemiológicos en los que se enumeran las patologías ocurridas en el transcurso de una competición, temporada o en un centro médico en concreto describen que el tipo de lesiones más frecuentes son de origen traumático en los sujetos no profesionales y por sobrecarga, principalmente en rodilla y espalda, en los sujetos profesionales (Emond y cols., 1999; Gosling y cols., 2008; Hansen y cols., 2005; Ruby y cols., 1992; Yeung y cols., 2009).

Otros estudios epidemiológicos se centran exclusivamente en la descripción de dichas patologías y su mecanismo etiológico. Estos trabajos suelen centrarse en lesiones o síndromes por sobrecarga, siendo los más frecuentes en miembro superior y hombro (42%), Tórax (24,2%) y en miembro inferior (20,2%) (Callaghan, 2005; Hunt y cols., 2003; Sandrina y cols., 2010; Temme y cols., 2003).

En el ciclo del pedaleo se produce una transferencia de fuerza de la cadena cinética del miembro inferior sobre el pedal y de éste sobre la bicicleta mediante un sistema de transmisión de poleas, produciéndose un desplazamiento de la bicicleta acorde con el trabajo producido. Atendiendo a la 3ª ley de Newton: “la acción es igual a la reacción”, se muestra necesaria la medición de las presiones plantares.

Aunque en el análisis biomecánico de la marcha los términos *Presión* y *Fuerza* se confunden con frecuencia, deben ser debidamente diferenciados. El término *Fuerza* hace referencia a la interacción entre dos cuerpos, sin embargo la *Presión* es la medida que analiza la distribución de la fuerza en relación a un área de superficie (presión es igual a Fuerza dividida entre el Area $Pr=F/\text{superficie}$). La unidad de Fuerza es el Newton y se define como la fuerza necesaria para acelerar una masa de 1kg a 1ms^{-2} . La Presión, sin embargo, se entiende como la fuerza ejercida por unidad de área (N m^{-2} o Pascal). El análisis de la distribución de Presión nos permite conocer qué áreas del pie soportan mayores presiones y son por tanto más susceptibles de sufrir lesión.

4.a. Mediciones de fuerza.

La plataforma de fuerzas es el sistema más comúnmente usado en el análisis biomecánico de la marcha. Se basa en un análisis en tres dimensiones mediante 3 transductores colocados en forma de triángulo en los lados de la plataforma. Estos 3 sensores captan los 3 componentes:

- F_x = fuerzas de cizallamiento medio-lateral (fuerzas horizontales en la perpendicular a la dirección del movimiento).
- F_y = fuerzas antero-posteriores (fuerzas horizontales en la dirección del movimiento).

- F_z = fuerzas normales (perpendicular a la superficie de la plataforma, fuerza vertical, en la misma dirección que la fuerza gravitacional, si la plataforma esta montada en una superficie completamente horizontal al suelo).

La mayor ventaja de las plataformas de fuerza es su capacidad para captar todos los vectores de fuerza en sus diferentes direcciones. Además tienen altas frecuencias de captación por lo que pueden ser utilizadas en acciones de alta velocidad con una elevada fiabilidad y precisión.

La mayor desventaja es que estos sistemas no proveen de un punto de vista intrínseco en la distribución de la fuerza sobre la superficie plantar y por tanto son incapaces de adaptarse a la anatomía del pie patológico o fisiológico (Rosenbaum y Becker, 1997).

Cavanagh afirma que cuando medimos la fuerza resultante, ésta refleja únicamente el comportamiento neto del pie en relación a la fuerza de reacción del suelo sobre las estructuras. Pero es esencial determinar de qué forma esta fuerza se distribuye sobre la anatomía del pie, para lo cual se muestra necesaria la medición de las presiones plantares (Cavanagh y cols., 1992).

4.b. Mediciones de Presiones plantares.

Los sensores de presiones plantares son transductores de fuerza en una superficie conocida. Suministran la información necesaria para determinar la presión que se reparte en un área. En el sistema internacional la nomenclatura de las presiones plantares es el Pascal (Pa) que equivale a la fuerza de 1 Newton en 1 metro cuadrado.

Generalmente, los transductores electromecánicos tienen la capacidad de convertir un registro mecánico en un impulso electrónico que puede ser grabado, memorizado y por tanto analizado. Los transductores sufren deformaciones, a partir de las cuáles emiten una señal con unas características determinadas.

4.c. Configuraciones de sensores.

La tecnología nos brinda diferentes configuraciones espaciales de los sensores de presión, en función de la configuración tendrá diferente área de aplicación.

4.c.1. Plataforma de presiones.

Similar a las plataformas de fuerza, en la plataforma de presiones se pueden realizar medidas en estático o dinámico, es decir manteniéndose de pie sin movimiento o dando un paso sobre la plataforma. Las plataformas tienen bastante restringido su uso al laboratorio. Se utilizan sobre un pavimento plano donde el sujeto camina sobre ella, realizando varias pisadas. Se toman varias muestras y se unifican en una media (Figura 4).

Los inconvenientes de este sistema de medición de presiones plantares es que requiere de una serie de ensayos por parte del paciente hasta que consigue dar el paso sobre la superficie con sensores de una forma natural (debiendo ajustar el paso y la velocidad). Aunque la plataforma puede servir para analizar la presión que recibe el pie con el calzado puesto, la suela del zapato introduce modificaciones que pueden enmascarar crucial información. Otro inconveniente a tener en cuenta es que este sistema no puede ser usado para investigación puesto que carece de reproducibilidad.

Figura 4. Plataforma de presiones plantares (www.herbitas.es).



4.c.2. Plantillas instrumentadas.

Este sistema detecta la presión plantar entre el pie y el calzado, además puede ser utilizado para valorar el resultado de las modificaciones implementadas en la interfase pie-bota (Figura 5).

Las ventajas de este sistema frente a cualquier otro son principalmente 2: por un lado no se requiere de un aprendizaje previo por parte del paciente y por otro se obtiene un amplio registro del ciclo normal de la marcha, del cuál se extrae un patrón de presiones.

La distribución de los sensores no es arbitraria si no que sigue una disposición anatómica, concentrando una densidad de sensores en aquellas zonas donde la referencia anatómica sea relevante. Además este sistema se puede utilizar en pruebas de campo porque permite al sujeto una movilidad completa. Por tanto es un sistema válido para estudiar las patologías por sobrecarga dentro del ambiente deportivo.

Figura 5. Plantilla instrumentada para medición de presiones plantares.



4.c.3. Sistemas de sensores Matrix.

Son finos tapices de sensores dispuestos en modo de cuadrícula, en columnas y filas. Existen diferentes tipos en función de la densidad de sensores por área (Figura 6).

Figura 6. Sistema de sensores tipo Matrix.
(http://www.sensorprod.com/images/mattress_site_02.jpg).

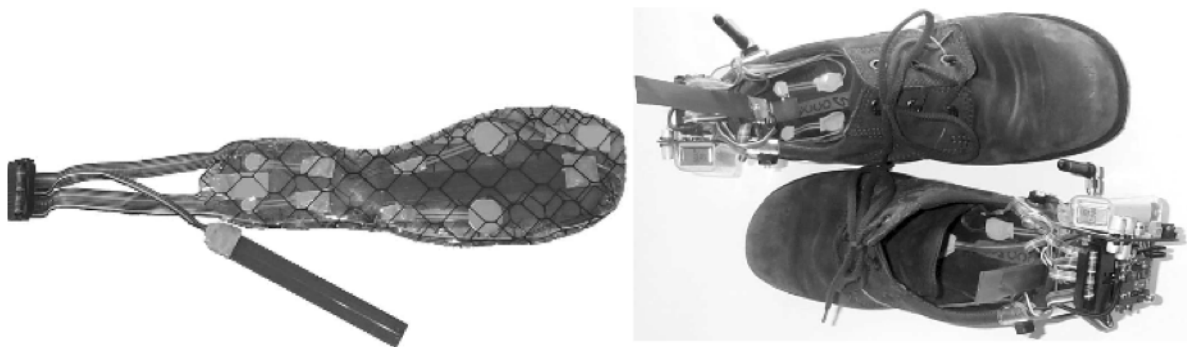


4.c.4. Sensores en la suela del zapato.

Consiste en la ubicación de sensores en la suela del zapato distribuidos con un criterio anatómico estándar (Figuras 7 y 8). La ventaja es que el muestreo es rápido y fácil de procesar, ya que se reduce el volumen de información al no haber tantos sensores como en un sistema matrix o en unas plantillas instrumentadas.

Por otra parte se puede perder información fundamental si las zonas de altas presiones no coinciden con las zonas donde se localizan los sensores, esto suele darse cuando hay deformaciones severas del pie; hecho que se ha intentado mitigar por los investigadores diseñando zapatos que pueden emplazar/mover los sensores en función de las zonas que se requieran (Rosenbaum y Becker, 1997).

Figuras 7 y 8. Sensores de suela de zapato (Bamberg y cols., 2008).



Es importante destacar que los estudios de presiones plantares están siendo publicados desde hace casi dos décadas, con trabajos sobre el comportamiento de las presiones ante diferentes variables como son la cadencia (Amoroso y cols., 1993), potencia (Hennig y Sanderson, 1993) o el calzado (Sanderson y Hennig, 1993). Dentro de este grupo de estudios también existen publicaciones más recientes donde se estudia el efecto de las ortesis plantares sobre el reparto de las presiones en la pedalada (Bousie y cols., 2006).

La valoración de las presiones plantares es una herramienta que permite conocer, desde un punto de vista intrínseco, la biomecánica de cualquier movimiento humano que requiera un apoyo mono o bipodal, ya sea un gesto deportivo o un movimiento cíclico (pedaleo, marcha).

HIPÓTESIS

HIPÓTESIS

En la última década, el ciclismo profesional de carretera ha sido objeto de profundas transformaciones que abarcan no sólo los avances técnicos en el diseño de bicicletas y sus sistemas de tracción, sino también de nuevas herramientas y protocolos de acondicionamiento físico y entrenamiento.

Además, al establecer el volumen de trabajo en la planificación del entrenamiento se utilizan, hoy en día, diferentes protocolos de carga, expresada en vatios. Estos nuevos métodos pueden inducir mayor frecuencia de lesiones musculares y tendinosas por sobrecarga repetitiva. Por tanto, sería razonable suponer que la incidencia de lesiones en los últimos años puede ser sustancialmente diferente debido a los notables cambios técnicos y de acondicionamiento experimentados por el ciclismo de carretera durante estos años. Los estudios epidemiológicos previos fueron realizados en una época en la que no existía un desarrollo tan extenso tanto a nivel técnico (bicicletas, calas, etc) como a nivel de programación de acondicionamiento físico. En aquellos años tampoco existía un seguimiento multidisciplinar (Médicos, Fisioterapeutas, etc) tan desarrollado como hoy en día.

También se han incorporado al ciclismo de carretera durante las últimas décadas nuevos sistemas de prevención de lesiones, antes inexistentes. La última medida para la prevención de lesiones incorporada como una regla a principios de los años 90, fue el uso obligatorio del casco en las carreras de todas las categorías. Esta medida ha tenido un impacto notable en la disminución de traumatismos craneoencefálicos en este deporte.

Nuestra primera hipótesis es que todos estos aspectos podrían tener una importante repercusión en la incidencia de lesiones en el ciclismo profesional, pero esta posible influencia aún no ha sido documentada. La necesidad de una mayor investigación de los posibles efectos de todos estos aspectos sobre la incidencia de lesiones entre los ciclistas de nivel competitivo es evidente.

Muchas de las lesiones por sobrecarga en la extremidad inferior en ciclismo de ruta podrían estar relacionadas con alteraciones en la distribución de las fuerzas aplicadas a la bicicleta a través del binomio pie-pedal. Actualmente se han desarrollado sistemas de medición de distribución de estas presiones (baropodometría) cuya fiabilidad ha sido ampliamente demostrada. Estas técnicas de medición baropodométrica no han sido aplicadas en el ciclismo profesional.

Nuestra hipótesis en este aspecto es que las diferentes lesiones por sobrecarga de miembro inferior en ciclistas profesionales, podrían estar relacionadas con diferentes patrones de distribución baropodométrica, que diferirían del patrón considerado como estándar y que aún no ha sido determinado.

OBJETIVOS

OBJETIVOS

1. Realizar un estudio epidemiológico analizando la incidencia y el tipo de lesiones deportivas en un grupo de ciclistas de élite actualmente en activo y que pertenecen a equipos deportivos que vienen utilizando los avances que se han ido incorporando al ciclismo en estos últimos años.
2. Valorar si actualmente se han producido cambios tanto en los índices de riesgo lesional como en los tipos de lesión (Traumáticas o por Sobrecarga) con relación a los descritos previamente en la literatura y que serán considerados como Grupo Histórico.
3. Describir el patrón baropodométrico estándar de un ciclista de ruta, obteniendo un registro de presiones plantares que objetive de qué manera las estructuras del pie transmiten la carga en el ciclo de la pedalada ante diferentes situaciones de cadencia y potencia.
4. Determinar los factores morfofuncionales del pie del ciclista que inciden en las variaciones del patrón baropodométrico estándar y, como consecuencia, en la pedalada.
5. Evidenciar, de manera particular, si existen patrones baropodométricos específicos en cada una de las lesiones por sobrecarga de la extremidad inferior, que difieran del patrón de presiones considerado como estándar. La detección de estos patrones específicos facilitarían la aplicación de medidas preventivas, hoy inhabituales.

MATERIAL Y MÉTODOS

MATERIAL Y MÉTODOS

1. EPIDEMIOLOGÍA.

1.a. Sujetos.

El grupo del estudio estuvo formado por 66 ciclistas de elite de 8 nacionalidades distintas, varones, pertenecientes a 2 equipos UCI Pro-Tour y 2 equipos UCI Pro-Continetales, con participación en las principales competiciones ciclistas de toda Europa. La media de años como profesional fue de 4 en el Grupo Actual y 5 en el Grupo Histórico (Tabla 3).

Tabla 3. Grupos del Estudio Epidemiológico.

| | <i>Grupo Histórico</i> <i>n=65</i> | <i>Grupo Actual</i> <i>n= 66</i> |
|------------------------------------|---------------------------------------|-------------------------------------|
| <i>Años del Estudio</i> | 1983-1995 | 2002-2009 |
| <i>Equipos UCI Pro-Tour</i> | 2 | 2 |
| <i>n corredores</i> | 65 | 30 |
| <i>Equipos UCI Pro-Continental</i> | - | 2 |
| <i>n corredores</i> | - | 36 |
| <i>Años como profesional</i> | 5 (3-7) | 4 (1-9) |

Para efectuar el estudio comparativo de las lesiones de este grupo con las descritas previamente en la literatura se ha considerado como Grupo Histórico el descrito por Barrios y cols. (1997). Este trabajo recoge las lesiones ocurridas entre 1983 y 1995, en un grupo de 65 ciclistas de ruta profesionales pertenecientes a dos prestigiosos equipos del momento. Entre esos corredores se hallaban vencedores de las grandes vueltas del calendario internacional. La metodología de recogida de datos y análisis en dicho trabajo fue similar a la del presente estudio que se especifica a continuación.

1.b. Registro de lesiones.

Todas las lesiones traumáticas y por sobrecarga padecidas por este grupo de 66 ciclistas de élite fueron recogidas mediante encuestas retrospectivas personalizadas. El registro incluyó lesiones ocurridas durante un periodo retrospectivo medio de 4 años (rango máximo, desde 2002 hasta 2009). Antes de empezar el registro de datos se dio una explicación detallada a todos los participantes sobre la importancia del estudio y los fines científicos del mismo, firmando todos ellos el consentimiento informado.

Todos los ciclistas fueron entrevistados personalmente siguiendo un cuestionario oral estándar e individual con cada sujeto, aclarando en todo momento cualquier duda o necesidad de traducción que el deportista pudiese requerir para la correcta ejecución del

mismo. Las entrevistas fueron realizadas indistintamente en Español o Inglés, lenguas oficiales de los equipos del estudio. Solo en 3 casos fue necesario pedir la ayuda de un colaborador para facilitar la traducción de alguna pregunta del cuestionario al polaco.

Características de los participantes

Se recogieron datos como Edad, Peso, Altura, dominancia de mano y pie, talla de zapatilla (europeo), años compitiendo en ciclismo de elite, horas de entrenamiento a la semana, km a la semana y días de competición al año.

Registro del historial de lesiones

Los participantes del estudio fueron interrogados sobre lesiones tanto agudas como por sobrecarga que hubieran sufrido desde su debut como ciclistas profesionales y que hubieran supuesto tener que guardar reposo deportivo o interrumpir su práctica deportiva total o parcialmente; es decir, se registraron aquellas lesiones que obligaron al ciclista a perder 1 día o más de entrenamiento o competición. Dichas lesiones fueron clasificadas en función de la localización anatómica, del mecanismo y origen de la lesión, del tiempo de reposo deportivo, de la actividad que produjo la lesión –entrenamiento o competición–, así como tratamiento empleado para la resolución de las mismas. No se consideraron en el registro lesiones traumáticas banales como simples erosiones cutáneas debidas a caídas leves, o sobrecargas musculares sin repercusión funcional.

Se consideró como Lesión, siguiendo la definición de Bahr y Maehlum, “cualquier traumatismo agudo o estrés repetitivo asociado a la actividad física derivada de la práctica deportiva en entrenamiento o competición que causa dolor, disfunción, patología o incapacidad...”(Bahr y Maehlum, 2003). Se registró, además, el diagnóstico así como la localización anatómica de la misma. En caso de haber 2 o más lesiones en un mismo sujeto, éstas se registraban de forma independiente para no alterar el cálculo final de lesiones halladas, tal como sugieren Bahr y Maehlum (Bahr y Maehlum, 2003).

Las lesiones se clasificaron en Traumáticas y por Sobrecarga, dependiendo del mecanismo de producción de las mismas, y como Agudas y Recurrentes, dependiendo de los episodios registrados. Así, si una lesión se registraba por primera vez, dicha lesión era considerada aguda; mientras que, si la lesión era una recidiva de un episodio anterior, entendiéndose por tal aquella lesión del mismo tipo que la precedente y que se produce en el mismo lado y localización anatómica en los 2 meses siguientes a la finalización del tratamiento de la lesión previa, ésta era considerada como Recurrente (Ekstrand, 2008).

La gravedad de las lesiones fue clasificada siguiendo la Escala Abreviada de Lesiones (Abbreviated Injury Scale –AIS–) (Tabla 4) como menor, moderada, severa pero sin riesgo vital, severa y con riesgo vital, severa con supervivencia incierta y Sin supervivencia (Joint Committee on Injury Scaling: The Abbreviated Injury Scale (AIS), 1980).

Tabla 4. Escala Abreviada de Lesiones (AIS).

| Escala AIS | LESIÓN |
|------------|-----------------------------------|
| 1 | menor |
| 2 | moderada |
| 3 | Severa sin riesgo vital |
| 4 | Severa con riesgo vital |
| 5 | Severa con supervivencia incierta |
| 6 | Sin supervivencia |

En cuanto a la magnitud de la lesión, valorada en términos de días ausencia de entrenamiento o competición, se utilizó la Escala de Ekstrand (3 puntos) (Ekstrand, 2008) clasificando las lesiones en *menores* (aquellas lesiones que requieren menos de 7 días de reposo deportivo para resolverse), *moderadas* (requieren entre 7 y 28 días de reposo deportivo) y *severas* (requieren más de 28 días) (Tabla 5). Para realizar estos cálculos, los ciclistas fueron considerados como *lesionados* durante el periodo de tiempo en el cuál el servicio médico del equipo no les permitía su participación en todos los entrenamientos y competiciones (Ekstrand ,2008). En la entrevista se abordó también el tratamiento aplicado en cada lesión englobándolo en tres bloques: tratamiento médico, fisioterapéutico o quirúrgico.

Tabla 5. Escala Ekstrand.

| Escala EKSTRAND | Reposo Deportivo (Días) |
|-----------------|-------------------------|
| Lesión Menor | 0-7 días |
| Lesión Moderada | 7-28 días |
| Lesión Severa | >28 días |

2. BAROPODOMETRÍA.

2.a. Sujetos.

El grupo del estudio estuvo formado por 50 ciclistas de elite, varones, pertenecientes a un equipo Pro-Tour y 2 equipos UCI Pro-Continetales, con participación en las principales competiciones ciclistas de toda Europa. La edad media del grupo fue de 25,70 \pm 4,464 años (rango, 20-36), la altura fue de 178,52 \pm 7,271 cm de media, el peso medio fue de 68,78 \pm 7,63 kg y la media de horas de entrenamiento y competición fue de 27,90 \pm 2,493 horas/semana. La distancia recorrida (entrenamiento y competición) osciló entre 24.000 y 34.000 km por ciclista/año. La media de días de competición fue 70 (50-90) por corredor/año (Tabla 6).

Tabla 6. Características del grupo del estudio de Baropodometría.

| <i>Grupo Estudio n= 50</i> | |
|--|------------------------|
| <i>Edad (años)</i> | 25,70 (18-36) |
| <i>Altura (cm)</i> | 178,52 (164-196) |
| <i>Peso (kg)</i> | 68,78 (56-90) |
| <i>Años como profesional</i> | 4 (1-9) |
| <i>Distancia anual (km)</i> | 30.000 (24.000-34.000) |
| <i>Días de competición anuales</i> | 70 (50-90) |
| <i>Tiempo de entrenamiento y competición (hs/semana)</i> | 27,90 ± 2,493 |

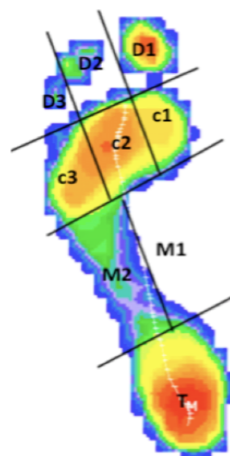
Los sujetos que realizaron el estudio se encontraban en plenas facultades, y no presentaban ninguna lesión que les impidiera realizar las diferentes pruebas. Los 50 ciclistas participaron en el estudio en diferentes momentos pero una única vez. Todos ellos firmaron el consentimiento informado.

2.b. Instrumentación.

Para la realización del estudio se utilizó un sistema de plantillas instrumentadas Biofoot®6.0 compuestas por 64 sensores en cada plantilla, colocadas como interfase entre la bota del ciclista y el pie, las cuales permitieron grabar las presiones plantares de ambos pies durante 6 segundos de pedaleo a una frecuencia de 200 Hz (Martínez-Nova y cols., 2008) (Vázquez Arce y cols., 2010) (Figura 9).

El mapa de presiones se dividió en 9 subzonas de acuerdo con las estructuras anatómicas para una mejor interpretación de los datos (Gurney y cols., 2008) (Figura 10).

Figuras 9 y 10. Plantilla instrumentada y mapa de registro de presiones plantares.



Figuras 11a y 11b. Ciclistas con el dispositivo de medición de presiones plantares colocado.



Las mediciones de cadencia y potencia se registraban mediante el SRM (Bertucci y cols., 2005) colocado en todas las bicicletas. La bicicleta se sostenía sobre un rodillo de elastogel en condiciones similares de resistencia.

2.c. Protocolo.

En primer lugar se realizó una anamnesis (contrastada con los hallazgos obtenidos en el estudio epidemiológico previo), se les pesó y midió y el podólogo que formaba parte del equipo de investigación pasó el Foot Posture Index (Tabla 7) (Murley y cols., 2009) para objetivar el tipo de pie, así como la fórmula metatarsal (Viladot, 2000) (Figura 12),

también se observó el tipo de calas en función de si permitían cierto grado de movilidad o eran rígidas.

Tabla 7. Index Foot Posture. Hoja de recogida de datos para clasificación del tipo de pie.

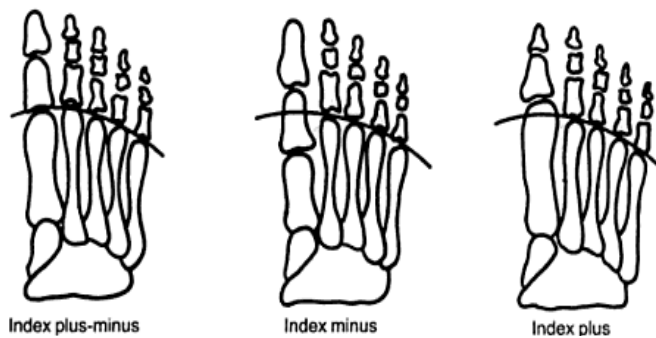
Foot Posture Index Datasheet

| | | | | | | | |
|---------------------|--|--------------------------------|--------------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------|--------------------------|
| Patient name | | ID number | | | | | |
| FACTOR | PLANE | SCORE 1 | | SCORE 2 | | SCORE 3 | |
| | | Date _____ | Date _____ | Date _____ | Date _____ | Date _____ | Date _____ |
| | | Comment _____ | | Comment _____ | | Comment _____ | |
| | | Left -2 to +2 | Right -2 to +2 | Left -2 to +2 | Right -2 to +2 | Left -2 to +2 | Right -2 to +2 |
| Rearfoot | Talar head palpation | <i>Transverse</i> | | | | | |
| | Curves above and below the lateral malleolus | <i>Frontal/ transverse</i> | | | | | |
| | Inversion/eversion of the calcaneus | <i>Frontal</i> | | | | | |
| Forefoot | Prominence in the region of the TNJ | <i>Transverse</i> | | | | | |
| | Congruence of the medial longitudinal arch | <i>Sagittal</i> | | | | | |
| | Abd/adduction forefoot on rearfoot | <i>Transverse</i> | | | | | |
| TOTAL | | | | | | | |

Reference values
 Normal = 0 to +5
 Pronated = +6 to +9, Highly pronated 10+
 Supinated = -1 to -4, Highly supinated -5 to -12

©Anthony Redmond 1998
 (May be copied for clinical use and adapted with the permission of the copyright holder)
 www.leeds.ac.uk/medicine/FASTER/FPI

Figura 12. Diferentes formulas metatarsales en el pie humano.



Se realizó también una valoración articular mediante goniometría de ambas extremidades inferiores, a fin de determinar restricciones articulares que pudieran influir en el ciclo del pedaleo (Tabla 8).

Las articulaciones y movimientos estudiadas fueron:

1. Cadera: Rotación interna y externa
2. Rodilla: Rotación interna y externa
3. Tobillo: Flexión dorsal y plantar.

Tabla 8. Hoja de recogida de datos de Goniometría.

| Nombre de Sujeto | | |
|-------------------|------------------------|-----------------|
| | | Valor en grados |
| Balance articular | cadera rot int der | |
| | cadera rot in izq | |
| | cadera rot ext dch | |
| | cadera rot ext izq | |
| | rodilla rot int dch | |
| | rodilla rot int izq | |
| | rodilla rot ext dch | |
| | rodilla rot ext izq | |
| | Tobillo flex dors dch | |
| | Tobillo flex dors izq | |
| | Tobillo flex plant dch | |
| | Tobillo flex plant izq | |

Los movimientos de flexo-extensión de cadera y rodilla, no fueron tenidos en cuenta debido a que su restricción no modifica el ciclo del pedaleo, al efectuarse éste en rangos articulares medios, no llegando a producirse flexión o extensión completas en ninguna de las 2 articulaciones citadas (Silberman y cols., 2005; de Vey Mestdagh, 1998; Ericson y Nisell, 1988).

Teniendo en cuenta las consideraciones previas y según los hallazgos goniométricos obtenidos, los rangos articulares fueron clasificados en 3 grupos: Restringido, Normal y Aumentado. El rango articular de normalidad propio de esta muestra fue determinado a partir de una tabla de percentiles, donde los valores superiores al percentil 90 y los inferiores al percentil 10 fueron considerados como rango articular Aumentado y Restringido respectivamente.

Figura 13. Rangos articulares para cadera y rodilla durante el ciclo de pedaleo sentado (www.travelsplendid.ro).



Durante las pruebas todos los sujetos llevaban su uniforme de competición, sus botas de competición, su bicicleta (el mecánico del equipo intercambiaba cada vez la bicicleta del rodillo) y por tanto cada sujeto realizaba las pruebas con sus reglajes. Las pruebas se llevaron a cabo en una sala acondicionada a tal efecto, con una temperatura ambiental de 23-25°C y sin ruidos molestos que pudieran distraer la atención de los sujetos.

Antes del inicio de las pruebas se realizaba un calentamiento inicial de 10 minutos, entre cada prueba 3 minutos de rodaje y antes de registrar las presiones con el Biofoot®6.0 se estabilizaba la cadencia y la potencia durante 30 segundos, después se grababa durante 6 segundos, grabando esta secuencia 2 veces. Se realizaron 4 pruebas dinámicas (Tabla 9).

Los valores de cadencia y potencia para dichas pruebas fueron escogidos de acuerdo con los valores reales registrados y publicados por otros autores en competiciones tales como el Tour de Francia, Vuelta a España y Giro de Italia (Lucía y cols., 2001).

Tabla 9. Protocolo de pruebas para el estudio.

| PRUEBA | POSICIÓN | CADENCIA | POTENCIA |
|--------|----------|-------------|--------------|
| 1 | Sentado | 80 rpm | 100 watt |
| 2 | Sentado | 100 rpm | 100 watt |
| 3 | Sentado | 100 rpm | 200 watt |
| 4 | De pie | 100-150 rpm | 270-300 watt |

Para eliminar el sesgo de aprendizaje de la muestra, se realizó un contrabalanceo (Tabla 10), quedando distribuidos de forma aleatoria el orden de realización de las pruebas.

Resumen del contrabalanceo:

- Supuesto 1: 25% de la muestra 12 sujetos

| | | | |
|--------------|---------------|---------------|---------------|
| C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
|--------------|---------------|---------------|---------------|

- Supuesto 2: 25% de la muestra 12 sujetos

| | | | |
|---------------|--------------|---------------|---------------|
| C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |
|---------------|--------------|---------------|---------------|

- Supuesto 3: 25% de la muestra 13

| | | | |
|---------------|---------------|--------------|---------------|
| C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
|---------------|---------------|--------------|---------------|

- Supuesto 4: 25% de la muestra 13

| | | | |
|---------------|---------------|---------------|--------------|
| C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
|---------------|---------------|---------------|--------------|

Tabla 10. Contrabalanceo de pruebas.

| Tabla Contrabalanceo Pruebas | | | | |
|------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Orden test | 1 | 2 | 3 | 4 |
| 1 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 2 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |
| 3 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 4 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
| 5 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 |
| 6 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 |
| 7 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 270 |
| 8 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 9 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 10 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
| 11 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 |
| 12 | C 100 / P 200 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 13 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 14 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |
| 15 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 16 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
| 17 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 |
| 18 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 |
| 19 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 20 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |
| 21 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 22 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
| 23 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 |
| 24 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 |
| 25 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 26 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |
| 27 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 28 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
| 29 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 |
| 30 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 |
| 31 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 32 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |
| 33 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 34 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
| 35 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 |
| 36 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 |
| 37 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 38 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |
| 39 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 40 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
| 41 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 |
| 42 | C 100 / P 200 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 43 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 44 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |
| 45 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 |
| 46 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 |
| 47 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 |
| 48 | C 100 / P 270 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 |
| 49 | C 80 / P 100 | C 100 / P 100 | C 100 / P 200 | C 100 / P 270 |
| 50 | C 100 / P 100 | C 80 / P 100 | C 100 / P 270 | C 100 / P 200 |

3. ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

3.a. Estudio epidemiológico.

Los resultados fueron analizados usando datos estadísticos descriptivos estándar. Las diferencias entre variables continuas tales como edad, peso, km recorridos y horas de entrenamiento por semana se compararon entre los 2 grupos mediante el Test de la t de Student. La incidencia de lesiones se calculó como número de lesiones/ciclista, número de lesiones/ciclista/año y número de lesiones/ciclista/1000 h de práctica de ciclismo (tanto entrenamiento como competición). El test de Chi-cuadrado se utilizó para comparar las variables categóricas correspondientes a clasificaciones y escalas entre lesiones Traumáticas y por Sobrecarga. Las diferencias fueron consideradas estadísticamente significativas si el valor de $p < 0.05$.

3.b. Estudio baropodométrico.

Se grabó el pedaleo de ambos pies durante 6 segundos en cada prueba obteniendo entre 7-9 ciclos por prueba, de los cuales se extrajeron en todos los casos los 3 ciclos centrales y se obtuvo la media de dichos ciclos. Los valores extraídos del Biofoot®6.0 fueron las presiones máximas por zona y las presiones totales agrupadas.

Los métodos estadísticos se llevaron a cabo analizando primero la normalidad en la distribución de la muestra mediante el Test de Kolmogorov Smirnov. Si la muestra se distribuía con normalidad, se efectuaban estudios comparativos de las presiones plantares mediante la Prueba de ANOVA de medidas repetidas y ANOVA simple para el estudio de las variables nominales. Se compararon las distintas zonas del pie y las presiones plantares en las diferentes pruebas. Las diferencias fueron consideradas estadísticamente significativas si el valor de $p < 0.05$.

RESULTADOS

RESULTADOS

1. ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO DESCRIPTIVO.

1.a. Localización Anatómica y origen de la lesión.

Durante el periodo del presente estudio solo 8 ciclistas (12,1%) permanecieron libres de lesión. Los otros 58 restantes presentaron un total de 160 lesiones, 19 de las cuales no fueron producidas por la práctica del ciclismo y, por tanto, fueron excluidas del estudio.

De las 141 lesiones relacionadas con la práctica del ciclismo que fueron registradas, 76 (53,9%) fueron de origen traumático y 65 (46,1%) fueron de origen mecánico por sobrecarga (Tabla 11). De manera global 27 ciclistas (40,9%) presentaron lesiones de ambos tipos (traumáticas y de sobrecarga), 19 ciclistas (28,8%) presentaron solo lesiones traumáticas, mientras que 12 ciclistas (18,2%) presentaron solo lesiones por sobrecarga. La ratio lesión/ciclista fue de 2,13. Hubo 38 ciclistas (57,5%) que presentaron más de 1 lesión.

Tabla 11. Origen y localización anatómica de las lesiones.

| <i>Región Anatómica</i> | <i>Lesiones Traumáticas n (%)</i> | <i>Lesiones por Sobreuso n (%)</i> | <i>Total n (%)</i> |
|-------------------------|---------------------------------------|--|------------------------|
| Cabeza | 6 (7,9%) | - | 6 (2,9%) |
| Raquis Cervical | - | 5 (7,7%) | 5 (2,9%) |
| Raquis Dorsal | 5 (6,6%) | 2 (3,1%) | 7 (5,8%) |
| Raquis Lumbosacro | 2 (2,6%) | 11 (17,4%) | 13 (9,7%) |
| Cintura Escapular | 17 (22,3%) | 1 (1,5%) | 18 (17,5%) |
| Cadera | 3 (3,9%) | 2 (3,1%) | 5 (4,9%) |
| Extremidades Superiores | 30 (39,4%) | 2 (3,1%) | 32 (8,7%) |
| Extremidades Inferiores | 13 (17,1%) | 42 (64,3%) | 55 (47,6%) |
| Total | 76 (100%) | 65 (100%) | 141 (100%) |

Las lesiones por sobrecarga afectaron sobre todo a los miembros inferiores (rodilla, tobillo y pie) (42 casos, 64,3%). Se registraron 18 casos (28,2%) de lesión por sobrecarga en raquis. La distribución de lesiones por regiones anatómicas presentó diferencias estadísticamente significativas en relación al origen de la lesión (ambas traumática y por sobreuso) (chi-cuadrado: $p < 0,001$).

Las lesiones por sobreuso se manifestaron con más frecuencia (90,6%) en las sesiones de entrenamiento. Por el contrario, las lesiones traumáticas ocurrieron principalmente en competición (64%), siendo en este caso la ratio para las lesiones por sobrecarga de tan solo un 9,4% (Tabla 12). Esta distribución de lesiones traumáticas y por sobrecarga de acuerdo con la actividad que las produjo tuvo también diferencias estadísticamente significativas (chi-cuadrado: $p < 0,001$).

Tabla 12. Lesiones producidas durante el Entrenamiento o en Competición.

| <i>Actividad Deportiva</i> | <i>Lesiones Traumáticas</i> | <i>Lesiones por Sobreuso</i> | <i>Total</i> |
|----------------------------|-----------------------------|------------------------------|--------------|
| | <i>n (%)</i> | <i>n (%)</i> | <i>n (%)</i> |
| Entrenamiento | 25 (32,9%) | 59 (90,7%) | 84 (59,6%) |
| Competición | 51 (67,1%) | 6 (9,3%) | 57 (40,4%) |
| Total | 76 (100%) | 65 (100%) | 141 (100%) |

1.b. Lesiones Traumáticas.

Atendiendo a la localización anatómica de las lesiones, tal y como muestra la Tabla 13, las lesiones traumáticas asentaron principalmente en el miembro superior (30 casos, 39,4%), en la cintura escapular (17 casos, 22,3%), y en el miembro inferior (13 casos, 17,1%).

De las 76 lesiones traumáticas registradas, hubo 43 casos (56,6%) de fracturas, localizadas principalmente en Clavícula (13 casos, 17,1%) y extremidad superior (codo, muñeca y mano) (15 casos, 19,6%). También se registraron 5 casos (6,5%) de fracturas costales, así como un elevado número (13 casos, 17,1%) de laceraciones y contusiones de cierta entidad clínica.

Tabla 13. Lesiones Traumáticas.

| <i>Diagnóstico</i> | <i>Localización Anatómica</i> | <i>Lesiones Traumáticas n (%)</i> |
|----------------------|-------------------------------|---------------------------------------|
| Fracturas | Clavícula | 13 (17,1%) |
| | Olecranon | 4 (5,2%) |
| | Muñeca | 9 (11,8%) |
| | Dedos | 2 (2,6%) |
| | Craneo-facial | 4 (5,2%) |
| | Costillas | 5 (6,5%) |
| | Raquis | 2 (2,6%) |
| | Cadera | 3 (3,9%) |
| | Rótula | 1 (1,3%) |
| Roturas | PCL | 1 (1,3%) |
| | LLI | 1 (1,3%) |
| | Menisco | 3 (3,9%) |
| | Músculo | 4 (5,2%) |
| | Tendón | 1 (1,3%) |
| Laceración/contusión | | 13 (17,1%) |
| Esguince | Tobillo | 2 (2,6%) |
| Luxación | Glenohumeral | 3 (3,9%) |
| Otras | Coocigodínea Postraumática | 1 (1,3%) |
| | Contusión Cerebral | 2 (2,6%) |
| | Amputación dedo | 1 (1,3%) |
| Total | | 76 (100%) |

1.c. Lesiones por Sobrecarga.

De las 65 lesiones por sobrecarga registradas (Tabla 14), hubo 42 localizadas en miembro inferior, de las cuales 24 afectaban a la rodilla (36,9%). A este nivel, la lesión más común fue el Síndrome de Cintilla Iliotibial (9 casos).

Tabla 14. Lesiones por Sobrecarga.

| | | <i>Lesiones por Sobrecarga</i> |
|---------------------------|--|--------------------------------|
| Rodilla | | 24 (36,9%) |
| | Patología Femoropatelar | 4 (6,1%) |
| | Tendinopatía Patelar | 8 (12,3%) |
| | Tendinopatía Bíceps Femoral | 3 (4,6%) |
| | Síndrome Cintilla Iliotibial | 9 (12,8%) |
| Patología Muscular | | 14 (21,5%) |
| | Contractura Isquiotibiales | 6 (9,1%) |
| | Síndrome Piramidal | 1 (1,5%) |
| | Contractura Glúteo Mayor | 1 (1,5%) |
| | Contractura Cuádriceps | 4 (6,1%) |
| | Contractura Triceps | 2 (3%) |
| Raquis | | 19 (29,2%) |
| | Lumbalgia Mecánica | 9 (12,8%) |
| | Contractura musculatura Paraespinal Cervical | 7 (10,6%) |
| | Discopatía Lumbar | 3 (4,6%) |
| Otras Lesiones | | 8 (12,3%) |
| | Tendinopatía Aquílea | 5 (7,6%) |
| | Tendovaginitis D'Quervain | 1 (1,5%) |
| | Ganglión Dorsal mediopie | 1 (1,5%) |
| | Infección cutánea recidivante | 1 (1,5%) |
| TOTAL | | 65 (100%) |

Sólo se registraron 12 casos de tendinopatía, de los cuales 5 afectaban al Tendón de Aquiles, 8 casos que afectaban al Tendón rotuliano y 3 al Tendón del Bíceps Femoral (inserción peronea). También se registró 1 caso de Tendovaginitis de De Quervain.

La mayoría de las lesiones por sobrecarga registradas fueron de índole muscular: contracturas y acortamientos en músculos tales como Tensor de la Fascia Lata, grupo isquiotibial, musculatura paraespinal cervical y lumbar, etc. La patología muscular de miembro inferior supuso el 18,5% de todas las lesiones por sobrecarga, siendo las contracturas en Isquiotibiales la lesión más común, seguida de las contracturas en Cuádriceps. En cuanto al mecanismo desencadenante de la lesión, se registraron 59 lesiones recidivantes (80,8% de las lesiones por sobreuso). Sólo 6 casos presentaron nuevas lesiones durante el periodo del estudio.

1.d. Escalas AIS y Ekstrand.

La Tabla 15 muestra la distribución de lesiones según las Escalas AIS y Ekstrand. Según la Escala Abreviada de Lesiones (AIS), sólo se registraron 8 lesiones traumáticas de carácter Severo (10,5%). En cuanto al periodo de reposo deportivo necesario, hubo 25 lesiones traumáticas (32,9%) que necesitaron más de 28 días de cese de entrenamiento y competición para su recuperación; siendo todas ellas fracturas, sólo 10 requirieron tratamiento quirúrgico.

Tabla 15. Distribución de lesiones según las Escalas AIS y Ekstrand.

| <i>Tipo de Lesión</i> | | <i>Lesiones Traumáticas</i> | <i>Lesiones por sobreuso</i> | <i>Total</i> |
|--|------------|-----------------------------|------------------------------|--------------|
| | Aguda | 72 (94,7%) | 6 (9,2%) | 78 (55,3%) |
| | Recurrente | 4 (5,3%) | 59 (80,8%) | 63 (44,7%) |
| <i>Escala Abreviada de Lesión (Abbreviated injury scale -AIS)</i> | | | | |
| | 1 | 23 (30,2%) | 60 (92,3%) | 83 (58,8%) |
| | 2 | 45 (59,3%) | 2 (3,1%) | 47 (33,3%) |
| | 3 | 8 (10,5%) | 3 (4,6%) | 11 (7,8%) |
| <i>Escala Ekstrand (Reposo Deportivo en días)</i> | | | | |
| | 1-7 | 14 (18,4%) | 35 (53,8%) | 49 (34,7%) |
| | 7-28 | 37 (48,7%) | 26 (40%) | 63 (44,7%) |
| | Más de 28 | 25 (32,9%) | 4 (6,2%) | 29 (20,6%) |

Un 95,4% (62/65) de las lesiones por sobrecarga fueron consideradas de gravedad leve o moderada de acuerdo con la escala AIS. En cuanto a la distribución de las lesiones, se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las lesiones traumáticas y las de sobreuso (chi-cuadrado: $p < 0,001$).

En lo relativo al periodo de reposo deportivo necesario para la resolución de este grupo de lesiones, el 53,8% de las lesiones por sobreuso registradas obligaron a los ciclistas a suspender los entrenamientos y competición durante al menos 1 semana. Sólo 4 lesiones (6,2%) requirieron reposo deportivo de más de 1 mes. Esta distribución de lesiones mostró diferencias estadísticamente significativas en comparación con las lesiones traumáticas (chi-cuadrado: $p < 0,001$). La lesión que requirió mayor tiempo de inactividad deportiva fue una tendinopatía rotuliana tratada quirúrgicamente (6 meses).

1.e. Ratios de riesgo de lesión.

La ratio global de riesgo de lesión fue de 0,53 por año/ciclista (Tabla 16). La ratio por ciclista durante el periodo del estudio fue de 2,13 y de 0,017 por cada 1.000 km realizados tanto en entrenamiento como en competición. Las ratios obtenidas para las lesiones traumáticas como para las de sobrecarga fueron prácticamente idénticas.

Tabla 16. Ratios de Riesgo de Lesión.

| Riesgo de Lesión | Lesiones Traumáticas | Lesiones por Sobreuso | Riesgo Total |
|----------------------------|----------------------|-----------------------|--------------|
| Por año/ciclista | 0,287 | 0,246 | 0,533 |
| Por ciclista | 1,151 | 0,984 | 2,135 |
| Por 1.000 km | 0,009 | 0,008 | 0,017 |
| Por día de competición/año | 0,004 | 0,003 | 0,007 |

2. ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO COMPARATIVO: GRUPO HISTÓRICO VS GRUPO ACTUAL.

2.a. Características de los grupos.

En cuanto a las características de los grupos que formaban el estudio (Tabla 17) no se encontraron diferencias significativas respecto a la edad y el peso, aunque sí en cuanto a la altura, siendo más altos los ciclistas del grupo del estudio actual (GA). La edad media del grupo fue de $25,8 \pm 4,4$ años (rango, 20-36). La altura media fue de 177,9 cm (rango, 164-196) y el peso medio fue de 68,1 kg (rango, 56-90). Características similares aparecen en grupos de ciclistas profesionales que han participado en otros estudios (Padilla y cols., 1999; Padilla y cols., 2000).

El periodo medio de entrenamiento y competición de los corredores del Grupo Actual fue de $27,4 \pm 3,2$ hs/semana. La distancia recorrida (entrenamiento y competición) osciló entre 24.000 y 34.000 km por ciclista/año. La media de días de competición fue 70 (50-90) por corredor/año. Los ciclistas del grupo histórico (GH) dedicaban de forma significativa más horas por semana de entrenamiento y competición, presentando también una mayor media de días de competición al año y, por tanto, un mayor kilometraje al año.

Tabla 17. Características de los grupos Histórico y Actual.

| | <i>Grupo Histórico</i> <i>n= 65</i> | <i>Grupo Actual</i> <i>n= 66</i> |
|--|--|-------------------------------------|
| Edad, años | 25 (21-32) | 25,8 (20-36) |
| Altura, cm | 172,4 (162-190) | 177,9 (164-196) |
| Peso, kg | 66,2 (54-88) | 68,1 (56-90) |
| Años como profesional | 5 (3-7) | 4 (1-9) |
| Distancia anual, km | 34.000 | 30.000 |
| Días de competición anuales | 90 (60-130) | 70 (50-90) |
| Tiempo de entrenamiento y competición (hs/semana) | $30,4 \pm 3,1$ | $27,4 \pm 3,2$ |

La Tabla 18 muestra como, a pesar de que el GA realizó un menor número de km y días de competición y entrenamiento por año, éstos presentaron un número total de lesiones mayor que el GH. En concreto, la ratio lesión-ciclista aumentó de 1,32 a 2,13.

De forma global se registraron 86 lesiones (traumáticas y por sobrecarga) en el GH y 141 en el GA. El número de sujetos libres de lesión fue prácticamente igual en ambos grupos (9 en el GH y 8 en el GA). También lo fue el número de ciclistas que sólo presentaron lesiones de origen traumático (19 tanto en el GH como en el GA). Sin embargo en el GH se registraron más del doble de sujetos que presentaban sólo lesiones de sobrecarga que en el GA.

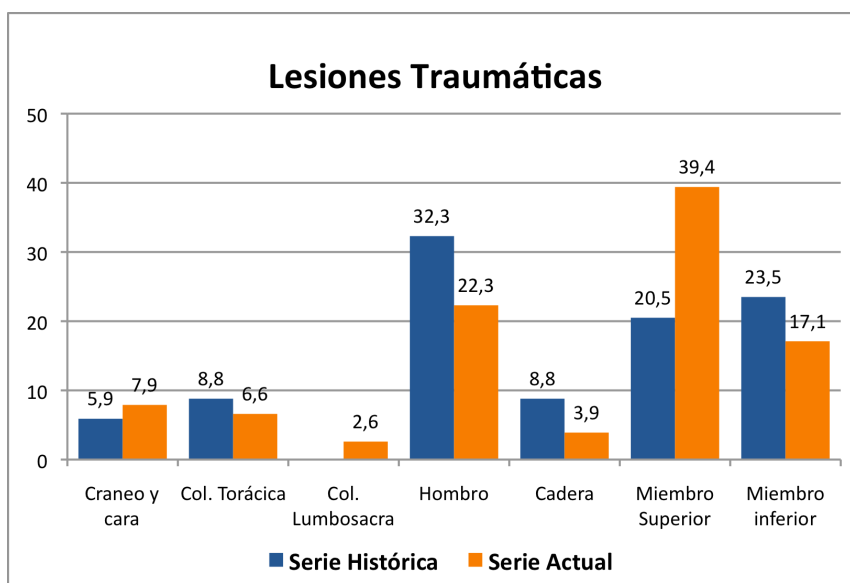
Tabla 18. Distribución de lesiones en GH y GA.

| | <i>Grupo Histórico n= 65</i> | <i>Grupo Actual n= 66</i> |
|---|----------------------------------|---------------------------------|
| Total Lesiones Traumáticas Sobreuso | 86 34 (39,5%) 52 (60,5%) | 141 76 (53,9%) 65 (46,1%) |
| Ciclistas Libres de Lesión | 9 (13,8%) | 8 (12,1%) |
| Sólo Lesiones Traumáticas | 19 (29,2%) | 19 (28,8%) |
| Sólo Lesiones por Sobreuso | 29 (44,6%) | 12 (18,2%) |
| Ambas Trauma y Sobreuso | 8 (12,3%) | 27 (40,9%) |
| Ratio Lesión-ciclista Ciclistas con >1 lesión | 1,32 - | 2,13 38 (57,5%) |

2.b. Lesiones Traumáticas.

La Figura 14 muestra la distribución de las lesiones traumáticas según el área anatómica afectada, más de la mitad de las lesiones registradas se localizaron en la extremidad superior y cintura escapular tanto en el GH como en el GA, siendo levemente superiores en frecuencia en el GA (52,8% vs 61,7%). Este aumento fue debido al mayor número de fracturas de miembro superior registradas en el GA, que fueron casi el doble que en el GH.

Figura 14. Distribución de lesiones traumáticas según el área anatómica en GH y GA.



Los traumatismos en cabeza fueron levemente superiores en el GA (6/76 lesiones traumáticas, 7,9%) con respecto al GH (2/34 lesiones traumáticas, 5,9%).

En el GA se registraron 4 fracturas cráneo-faciales (1 de arco zigomático, 1 de hueso parietal y 2 de huesos nasales) (Tabla 19) sin mayor repercusión clínica. También hubo 2 casos de conmoción cerebral sin fractura ósea que requirieron no más de 24 horas de hospitalización para observación clínica. Ninguno de los 6 casos le supuso la retirada de la competición al deportista por más de un mes. Sin embargo en el GH se registró el fallecimiento de un ciclista por un traumatismo craneal severo (AIS-5) debido a un atropello durante un entrenamiento.

Tabla 19. Lesiones Traumáticas en GH y GA: Diagnóstico y Localización anatómica.

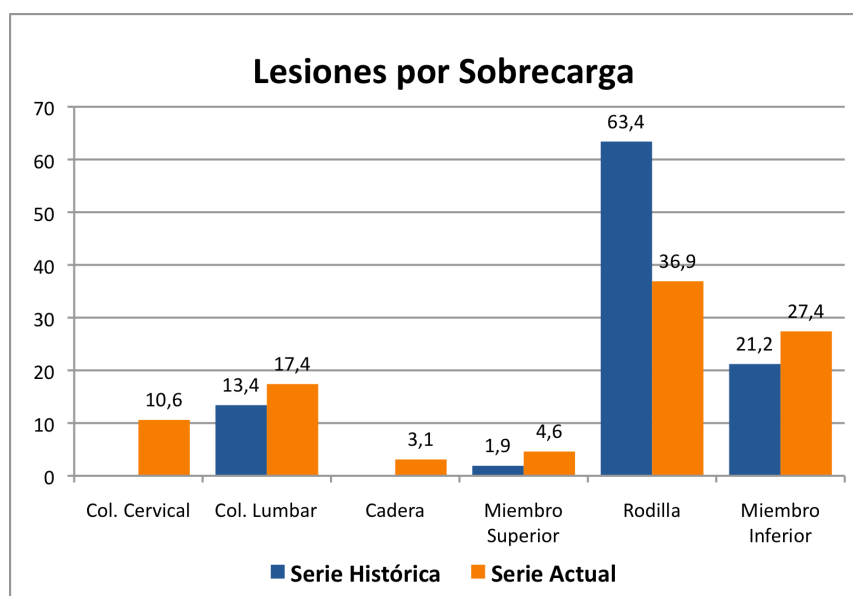
| <i>Tipo de Lesión</i> | <i>Localización Anatómica</i> | <i>Lesiones Traumáticas n (%)</i> | |
|-----------------------------|-------------------------------|---------------------------------------|-----------|
| | | G. Histórico | G. Actual |
| Fracturas | Clavícula | 9 (26,5%) | 13 (22%) |
| | Apófisis Coracoides | 2 (5,9%) | - |
| | Troquíter | - | 1 |
| | Olécranon | - | 4 (6%) |
| | Muñeca | 4 (11,8%) | 9 (8%) |
| | Dedo | - | 2 (2%) |
| | Craneo-facial | 2 (5,9%) | 4 (6%) |
| | Costilla | 1 (2,9%) | 5 (8%) |
| | Raquis | 1 (2,9%) | 2 (2%) |
| | Rótula | - | 1 |
| | Cadera | 3 (8,8%) | 3 (2%) |
| Rupturas | LCP | - | 1 (2%) |
| | LLI | - | 1 (2%) |
| | Meniscos | 1 (2,9%) | 3 (6%) |
| | Músculos | 1 (2,9%) | 4 (2%) |
| | Tendones | - | 1 (1,3%) |
| Laceración/contusión | | 8 (23,5%) | 13 (20%) |
| Esguince | Muñeca | 1 (2,9%) | - |
| | 1ª articulación MCF | 1 (2,9%) | - |
| | Tobillo | - | 2 (4%) |
| Luxación | Glenohumeral | - | 3 (6%) |
| Otras | Contusión Cerebral | - | 2 |
| | Amputación de dedo | - | 1 |
| | Coocigodínea Postraumática | - | 1 (2%) |
| Total | | 34 (100%) | 76 (100%) |

El número de fracturas óseas fue discretamente inferior entre los ciclistas que formaban el GA en comparación con los que formaban el GH (57,9% vs 64,7%), pero sin significación estadística. También aparecieron pequeñas variaciones entre ambos grupos en cuanto a otros traumatismos como laceraciones, contusiones, lesiones ligamentosas, roturas fibrilares, etc. En el GA se registraron 3 casos de luxación glenohumeral, mientras que el GH no presentó ninguna.

2.c. Lesiones por Sobrecarga.

En cuanto a las lesiones por sobrecarga, éstas asentaron fundamentalmente en el miembro inferior, siendo levemente más frecuentes en el GH que en el GA (82,7% vs 67,7%) (Figura 15). Cabe destacar que en el GA hubo 9 ciclistas que refirieron episodios de sobrecarga muscular cervico-dorsal, no habiendo ningún registro de este tipo en el GH.

Figura 15. Distribución de lesiones de sobrecarga según el área anatómica en GH y GA.



Las diferencias más significativas entre ambos grupos se presentaron en el diagnóstico clínico de las lesiones por sobrecarga (Tabla 20). Las más comunes en el GH fueron la Patología femoropatelar (28%) y la tendinopatía: en el 19,2% de los casos de tipo Rotuliana y en el 15,4% de tipo Aquilea.

Ambas entidades se vieron reducidas en número de forma notable en el GA, donde solo se registraron en un 6,1% la Patología femoropatelar, en un 16,9% las tendinopatías rotulianas y en un 7,6% las que afectaban al Aquiles.

Tabla 20. Lesiones por sobrecarga en GH y GA: Diagnóstico y Localización anatómica.

| <i>Diagnóstico Clínico de Lesión</i> | | <i>Grupo Histórico n (%)</i> | <i>Grupo Actual n (%)</i> |
|--------------------------------------|--|------------------------------|---------------------------|
| Rodilla | | 33 (63,4%) | 24 (36,9%) |
| | Patología Femoropatelar | 15 (28,8%) | 4 (6,1%) |
| | Tendinopatía Patelar | 10 (19,2%) | 8 (12,3%) |
| | Tendinopatía Cuadricipital | 4 (7,7%) | - |
| | Tendinopatía Bicipital | 1 (1,9%) | 3 (4,6%) |
| | Síndrome Cintilla Iliotibial | 2 (3,8%) | 9 (12,8%) |
| | Bursitis Pre-patelar | 1 (1,9%) | - |
| Patología Muscular | | - | 14 (21,5%) |
| | Contractura Isquiotibiales | - | 6 (9,1%) |
| | Contractura Piramidal | - | 1 (1,5%) |
| | Contractura Glúteo Mayor | - | 1 (1,5%) |
| | Contractura Cuádriceps | - | 4 (6,1%) |
| | Contractura Triceps | - | 2 (3,0%) |
| Raquís | | 7 (13,4%) | 19 (29,2%) |
| | Lumbalgia Mecánica | 7 (13,4%) | 9 (12,8%) |
| | Contractura musculatura Cervical paraespinal | - | 7 (10,6%) |
| | Discopatía Lumbar | - | 3 (4,6%) |
| Otras Lesiones | | 12 (23,1%) | 8 (12,3%) |
| | Tendinopatía de Aquiles | 8 (15,4%) | 5 (7,6%) |
| | Tendinitis D'Quervain | - | 1 (1,5%) |
| | Sinovitis de muñeca | 1 (1,9%) | - |
| | Ganglión Dorsal mediopie | - | 1 (1,5%) |
| | Fascitis Plantar | 1 (1,9%) | - |
| | Osteopatía de Pubis | 1 (1,9%) | - |
| | Endofibrosis Arteria Ilíaca | 1 (1,9%) | - |
| | Infección epidérmica recurrente | - | 1 (1,5%) |
| TOTAL | | 52 (100%) | 65 (100%) |

El número de lesiones por sobrecarga en el área anatómica de la rodilla se vio claramente disminuido en el GA (24/65, 36,9%) con respecto a las halladas en el GH (33/52, 63,4%) (Test Chi cuadrado, $p < 0,05$), siendo también interesante resaltar que el diagnóstico de dichas lesiones fue totalmente distinto en ambos grupos. En el GA se registró un notable descenso de los casos de patología femoropatelar (diagnosticada en el GH como condropatía patelar o condromalacia) mientras que aumentaron los casos de Síndrome de cintilla iliotibial (12,8% vs 3,8%).

Por el contrario el GA registró un 44,9% de todas las lesiones por sobrecarga a nivel muscular, en músculos de la extremidad inferior y cintura pélvica (Isquiotibiales, Cuádriceps, Glúteo mayor y Piramidal) así como en musculatura de región cervical y lumbar. La mayoría de estas lesiones ocurrieron durante los periodos de entrenamiento. El GH apenas refirió casos de sobrecarga muscular y solo se relacionaron con lumbalgias.

El número de ciclistas que sufrieron solo lesiones por sobrecarga fue claramente inferior en el GA (44,6% vs 18,2%), habiendo prácticamente el mismo número de ciclistas libres de lesión en ambos grupos.

2.d. Escalas AIS y Ekstrand.

En la Tabla 21 nos muestra como a pesar de que las lesiones traumáticas fueron las que más aumentaron, desde un 39,5% del GH hasta un 43,9% en el GA (Test Chi Cuadrado, $p < 0,05$), este aumento no significó mayor gravedad, de hecho, el número de lesiones clasificadas como AIS-3 o más descendió desde el 49,9% del GH al 10,5% del GA (Test Chi Cuadrado, $p < 0,001$).

Sin embargo, según la escala de Ekstrand (clasificación de lesiones según el tiempo de reposo deportivo) el número de lesiones traumáticas severas se mantuvo constante (29,4% en GH y 32,9% en GA). Siguiendo esta escala, el número de lesiones que requirieron menos de 7 días de reposo deportivo para su resolución fue el triple en el GA que en el GH.

Tabla 21. Distribución de lesiones en GH y GA según las Escalas AIS y Ekstrand.

| | <i>GH Lesiones Traumáticas</i> | <i>GH Lesiones por Sobreuso</i> | <i>GA Lesiones Traumáticas</i> | <i>GA Lesiones por Sobreuso</i> |
|--|------------------------------------|---|------------------------------------|---|
| Escala Abreviada de Lesión (AIS) | | | | |
| 1 (menor) | 2 (5,9%) | 34 (65,4%) | 23 (30,2%) | 60 (92,3%) |
| 2 (moderada) | 15 (44,1%) | 16 (30,7%) | 45 (59,3%) | 2 (3,1%) |
| 3 (severa) | 13 (38,2%) | 2 (3,8%) | 8 (10,5%) | 3 (4,6%) |
| 4 (severa + riesgo vital) | 3 (8,8%) | - | - | - |
| 5 (superv. incierta) | 1 (2,9%) | - | - | - |
| Escala Ekstrand (reposo deportivo-días) | | | | |
| 1-7 | 2 (5,9%) | 13 (25,0%) | 14 (18,4%) | 35 (53,8%) |
| 7-28 | 22 (64,7%) | 36 (69,2%) | 37 (48,7%) | 26 (40%) |
| Más de 28 | 10 (29,4%) | 3 (5,8%) | 25 (32,9%) | 4 (6,2%) |

2.e. Ratios de riesgo de Lesión.

La Tabla 22 recoge las ratios de lesión (traumática y por sobrecarga) por ciclista, por año, por 1.000 km de entrenamiento y competición y por días de competición y temporada, que también se mostraron diferentes en ambos grupos (GH y GA), siendo para el GH la ratio mayor aquella para las lesiones por sobrecarga, mientras que para el GA la ratio mayor correspondió a las lesiones traumáticas. Comparando ambos grupos vemos que el riesgo total de lesión fue notablemente mayor (el doble) en el GA, esto es debido en gran parte al alto riesgo de lesiones traumáticas que éste grupo presentaba.

Tabla 22. Ratios de riesgo de Lesión en GH y GA.

| <i>Riesgo de lesión</i> | <i>Grupo Histórico</i> | | | <i>Grupo Actual</i> | | |
|------------------------------|-----------------------------|------------------------------|---------------------|-----------------------------|------------------------------|---------------------|
| | <i>Lesiones Traumáticas</i> | <i>Lesiones por Sobreuso</i> | <i>Riesgo Total</i> | <i>Lesiones Traumáticas</i> | <i>Lesiones por Sobreuso</i> | <i>Riesgo Total</i> |
| <i>Por Año/Ciclista</i> | 0,104 | 0,160 | 0,264 | 0,287 | 0,246 | 0,533 |
| <i>Por Ciclista</i> | 0,523 | 0,800 | 1,323 | 1,151 | 0,984 | 2,135 |
| <i>Por 1.000 km</i> | 0,003 | 0,005 | 0,008 | 0,009 | 0,008 | 0,017 |
| <i>Por día competic./año</i> | 0,001 | 0,002 | 0,003 | 0,004 | 0,003 | 0,007 |

3. ESTUDIO BAROPODOMÉTRICO DESCRIPTIVO.

En este apartado se describen los hallazgos baropodométricos obtenidos del estudio del grupo de 50 ciclistas profesionales, a lo largo de las 4 diferentes pruebas realizadas y divididos en pie derecho y pie izquierdo. La descripción del análisis de las presiones plantares se divide en función de las áreas de apoyo plantar: dedos (D1, D2 y D3), cabezas de metatarsianos (C1, C2 y C3), mediopié (M1 y M2) y Talón (T).

Se analizarán aisladamente los resultados de cada prueba.

3.a. Análisis de las presiones máximas en cada prueba.

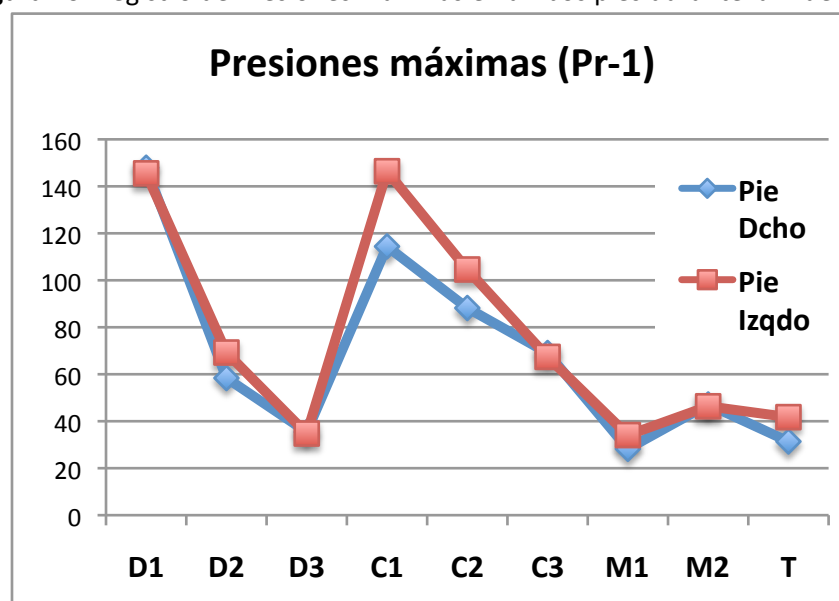
3.a.1. Prueba 1 (80 rpm de cadencia, 100 watt de potencia).

Esta primera prueba no mostró diferencias significativas entre ambos lados (pie derecho-pie izquierdo) en cuanto a la distribución de presiones máximas (Figura 16). El área donde más discrepancia de valores se observó fue la metatarsal (C1 y C2), siendo la Presión máxima de 32 kPa mayor en el pie izquierdo que en el pie derecho en C1 y de 16,4 kPa mayor en el pie izquierdo que en el derecho en C2.

En ambos lados se observó cómo las áreas que mayor presión registraban eran D1 (1º dedo) y C1 (1º metatarsiano). Por el contrario, D3 (4º y 5º dedos), mediopié y Talón fueron las áreas que registraron los valores más bajos de Presión máxima.

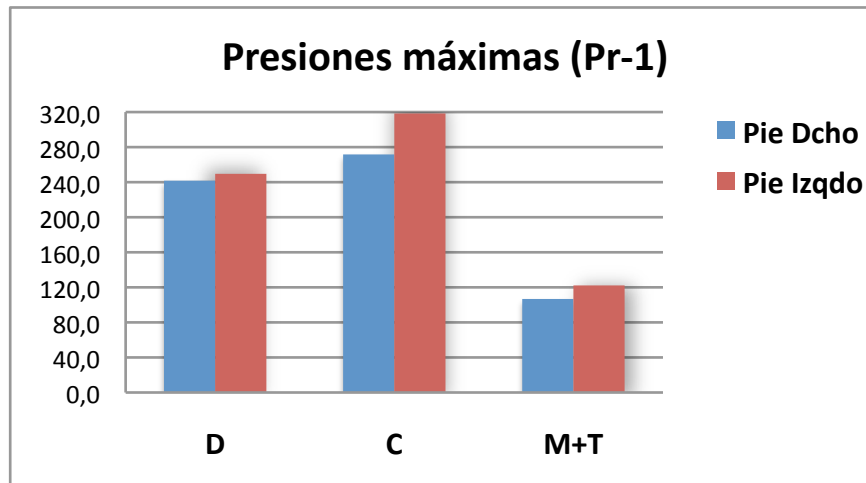
Este es por tanto el patrón de distribución de presiones en el ciclo de pedaleo basal, es decir, con una cadencia media (80 rpm) y a baja carga (100 watt).

Figura 16. Registro de Presiones máximas en ambos pies durante la Prueba 1.



En la Figura 17 podemos ver las presiones máximas agrupadas en 3 zonas: dedos, metatarsianos y medio-retropié. Aquí se pone en evidencia cómo las zonas digital y metatarsal soportaban presiones máximas con valores de más del doble que las que se registraron en el medio y retropié. También se pudo observar que el pie izquierdo registraba presiones máximas discretamente superiores a las registradas en el lado derecho en todas las áreas.

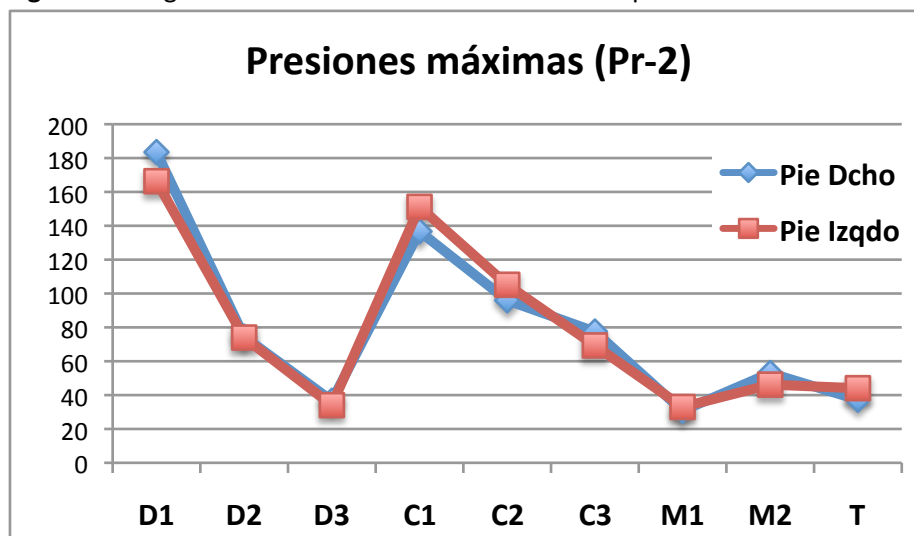
Figura 17. Presiones máximas de ambos pies agrupadas en 3 zonas (Prueba 1).



3.a.2 Prueba 2 (100 rpm de cadencia, 100 watt de potencia).

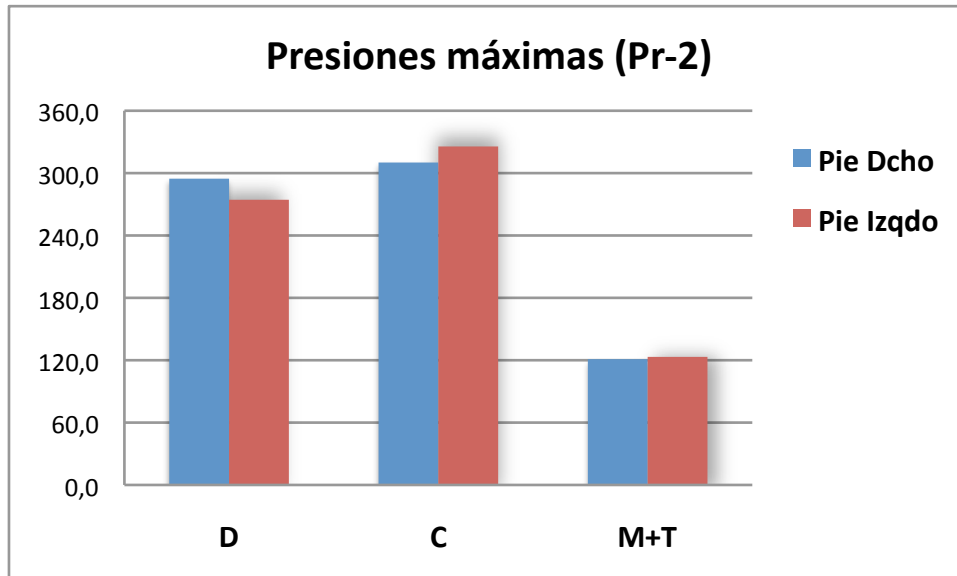
El aumento de cadencia que supuso el paso de la Prueba 1 a la 2 no modificó el patrón de distribución de presiones máximas, siendo superponible dicho patrón en ambos lados (derecho-izquierdo). El escaso incremento de presiones fue asumido principalmente por la región D1 (Figura 18).

Figura 18. Registro de Presiones máximas en ambos pies durante la Prueba 2.



Cuando se presentan las presiones máximas acumuladas por áreas, la distribución es similar a la registrada en la Prueba 1 (Figura 19).

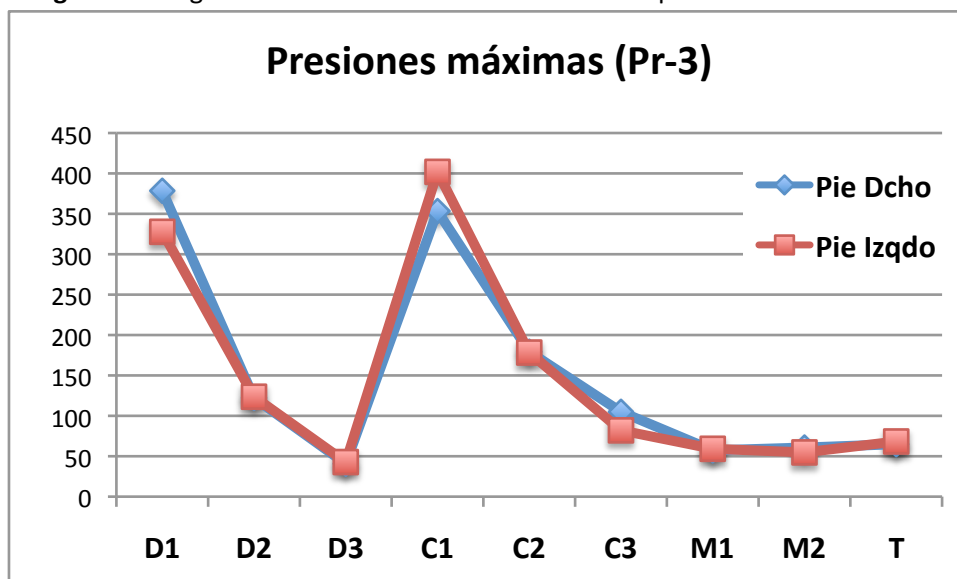
Figura 19. Presiones máximas de ambos pies agrupadas en 3 zonas (Prueba 2).



3.a.3. Prueba 3 (100 rpm de cadencia, 200 watt de potencia)

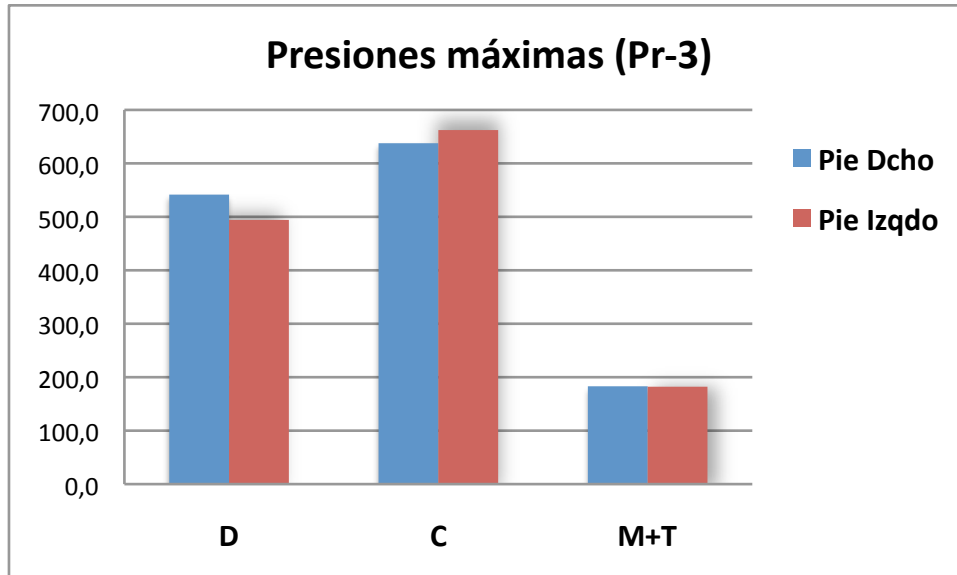
La figura 20 muestra cómo el aumento de potencia que supuso el paso de la Prueba 2 a la 3 se tradujo nuevamente en un incremento de Presión máxima a expensas de las áreas D1 y C1 (1º dedo y 1º metatarsiano). Una vez más el comportamiento de ambos pies fue similar.

Figura 20. Registro de Presiones máximas en ambos pies durante la Prueba 3.



En la gráfica de presiones máximas acumuladas por áreas (Figura 21) se observó que las zonas digital y metatarsal (D+C) soportaron el 86,4% de todas las presiones máximas plantares. En la zona metatarsal (C) del pie izquierdo este valor fue 3,6 veces mayor que la zona de medio y retropié (M+T) y en la del pie derecho fue 3,4 veces mayor.

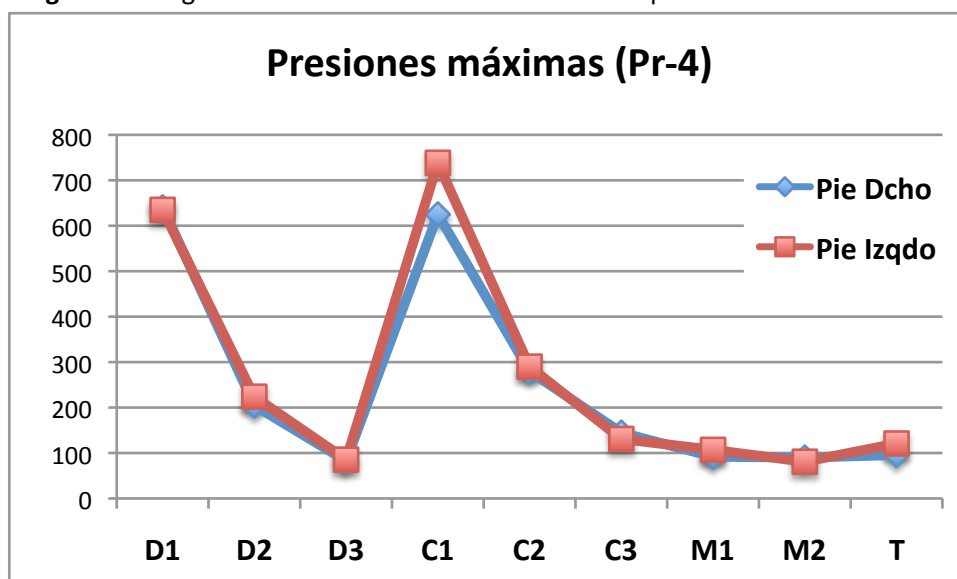
Figura 21. Presiones máximas de ambos pies agrupadas en 3 zonas (Prueba 3).



3.a.4. Prueba 4 (100-150 rpm de cadencia, 270-300 watt, de pie).

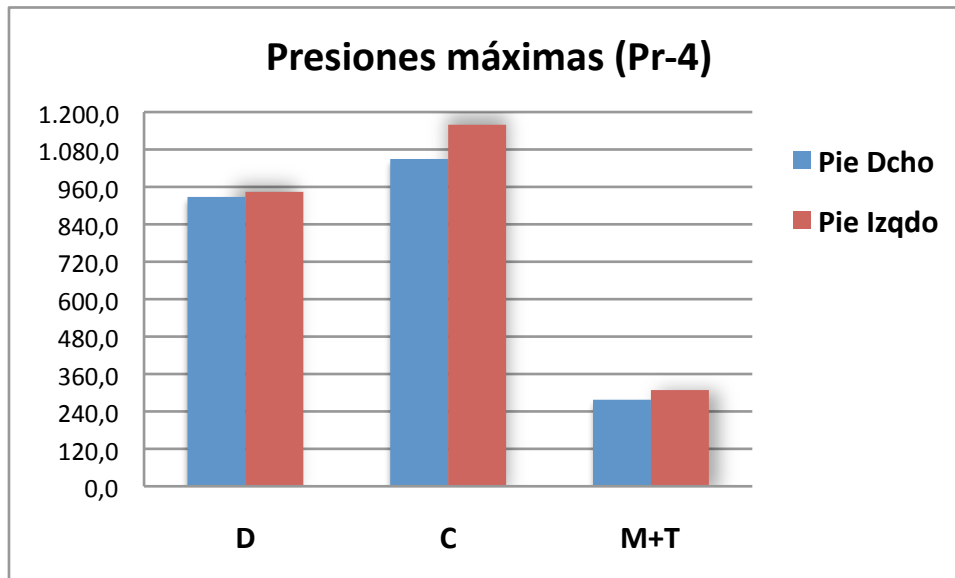
El aumento de cadencia y potencia en posición de pie en la bicicleta volvió a mostrar un incremento de presiones que fue asumido principalmente por las áreas C1 y D1. El pie izquierdo presentó un leve incremento de Presión máxima en el área C1 con relación al pie derecho, sin significación estadística (Figura 22).

Figura 22. Registro de Presiones máximas en ambos pies durante la Prueba 4.



La gráfica de presiones máximas agrupadas en las 3 áreas de dedos, metatarsianos y mediopié+retropié (Figura 23), mostró una distribución similar al resto de las pruebas. En esta Prueba 4 la suma de presiones en el antepié (D+C) supuso el 87,2% de toda la Presión máxima registrada en el pie izquierdo, siendo este valor para el pie derecho del 87,7%. Nuevamente se apreció que el comportamiento de ambos pies, para esta prueba de alta cadencia y potencia, era similar.

Figura 23. Presiones máximas de ambos pies agrupadas en 3 zonas (Prueba 4).



En las Tablas 23 y 24 se recogen las presiones máximas registradas en cada subárea plantar (Media+DE) en cada pie y a lo largo de las 4 pruebas.

Tabla 23
Presiones máximas en cada área plantar del pie derecho.
 (media, desviación estándar)

| Prueba | | D1d | 1D2d | D3d | C1d | C2d | C3d | M1d | M2d | Td |
|--------|-------|-------|-------|------|-------|-------|-------|------|------|------|
| 1 | Media | 147,9 | 58,3 | 35,3 | 114,4 | 88,1 | 69,0 | 28,2 | 47,1 | 31,3 |
| | DE | 133,6 | 42,4 | 20,5 | 96,2 | 44,0 | 59,8 | 13,3 | 27,7 | 16,8 |
| 2 | Media | 183,4 | 74,5 | 36,6 | 136,6 | 95,9 | 77,5 | 30,7 | 53,0 | 37,2 |
| | DE | 173,8 | 83,9 | 20,8 | 170,4 | 48,2 | 76,0 | 16,6 | 31,7 | 22,1 |
| 3 | Media | 378,5 | 122,2 | 40,7 | 353,3 | 179,3 | 104,9 | 57,3 | 60,7 | 64,9 |
| | DE | 331,8 | 93,9 | 23,6 | 276,1 | 107,6 | 118,8 | 41,8 | 44,0 | 35,7 |
| 4 | Media | 640,5 | 204,5 | 82,7 | 624,9 | 279,8 | 144,7 | 91,8 | 90,0 | 95,6 |
| | DE | 446,2 | 128,9 | 78,5 | 473,1 | 144,9 | 173,8 | 71,3 | 69,2 | 60,2 |
| ANOVA | | ,000 | ,000 | ,000 | ,000 | ,000 | ,006 | ,000 | ,000 | ,000 |

Tabla 24
Presiones máximas en cada área plantar del pie izquierdo.
(media, desviación estándar)

| PRUEBA | | D1i | D2i | D3i | C1i | C2i | C3i | M1i | M2i | Ti |
|--------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|-------|
| 1 | Media | 145,5 | 69,2 | 34,7 | 146,4 | 104,5 | 67,3 | 34,0 | 46,3 | 41,7 |
| | DE | 106,6 | 51,3 | 22,4 | 117,8 | 63,9 | 55,9 | 28,6 | 38,5 | 29,6 |
| 2 | Media | 166,3 | 73,9 | 34,0 | 151,1 | 105,1 | 69,3 | 32,9 | 46,1 | 44,0 |
| | DE | 151,9 | 62,4 | 16,9 | 116,3 | 65,1 | 50,2 | 25,7 | 38,9 | 27,5 |
| 3 | Media | 327,7 | 123,6 | 42,8 | 401,9 | 178,3 | 82,0 | 59,2 | 54,7 | 68,2 |
| | DE | 188,2 | 110,5 | 37,6 | 327,9 | 136,4 | 83,6 | 42,5 | 55,5 | 35,6 |
| 4 | Media | 634,9 | 223,8 | 85,4 | 738,4 | 290,0 | 130,8 | 106,8 | 80,7 | 120,8 |
| | DE | 420,5 | 179,4 | 116,3 | 598,3 | 189,3 | 105,3 | 72,5 | 90,9 | 180,9 |
| Total | Media | 314,3 | 121,3 | 48,8 | 354,1 | 167,8 | 86,8 | 57,6 | 56,7 | 68,0 |
| | DE | 312,0 | 126,9 | 64,8 | 420,1 | 144,4 | 80,1 | 54,3 | 60,6 | 97,6 |
| ANOVA | | ,000 | ,000 | ,000 | ,000 | ,000 | ,000 | ,000 | ,016 | ,000 |

3.b. Variaciones de las presiones máximas por áreas a lo largo de las 4 pruebas.

La Figura 24 recoge la distribución de presiones plantares máximas en ambos pies correspondientes a la región digital (D1, D2 y D3) durante las 4 pruebas. Se observó un incremento significativo de las presiones máximas a partir de la Prueba 3 (Tabla 25). Ambos lados (pie derecho y pie izquierdo) se comportaron de modo similar.

Tabla 25. Resumen de significación estadística para las zonas distales de pie derecho y pie izquierdo en la Prueba 3.

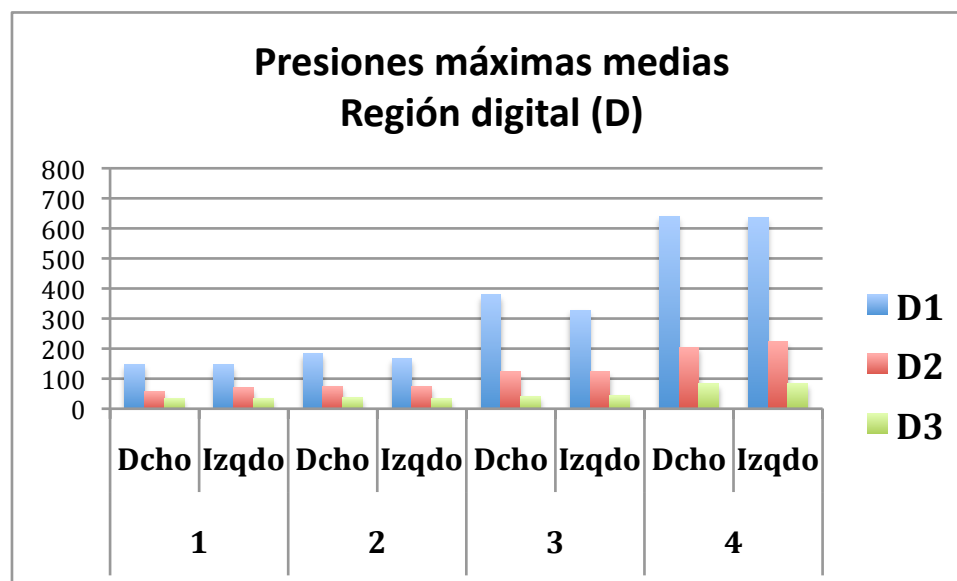
| | F | p |
|---------------|--------|-------|
| Pie Derecho | | |
| D1 | 28,412 | 0,000 |
| D2 | 24,913 | 0,000 |
| D3 | 13,514 | 0,000 |
| Pie Izquierdo | | |
| D1 | 39,701 | 0,000 |
| D2 | 19,329 | 0,000 |
| D3 | 19,329 | 0,000 |

El aumento de cadencia que supuso el paso de la Prueba 1 a la Prueba 2 no reveló un aumento significativo de presiones máximas, sin embargo, el aumento de potencia a una

cadencia constante de 100 rpm (paso de la Prueba 2 a la Prueba 3), se tradujo en un aumento de la Presión máxima a nivel D1 que pasó de 183 kPa a 379 kPa (x2,07).

La Prueba 4 (aumento de cadencia y potencia, posición de pie en la bicicleta) volvió a mostrar un incremento de las presiones máximas en las 3 subáreas, pasando en el caso de D1 de 379kPa a 641 kPa (x1,69).

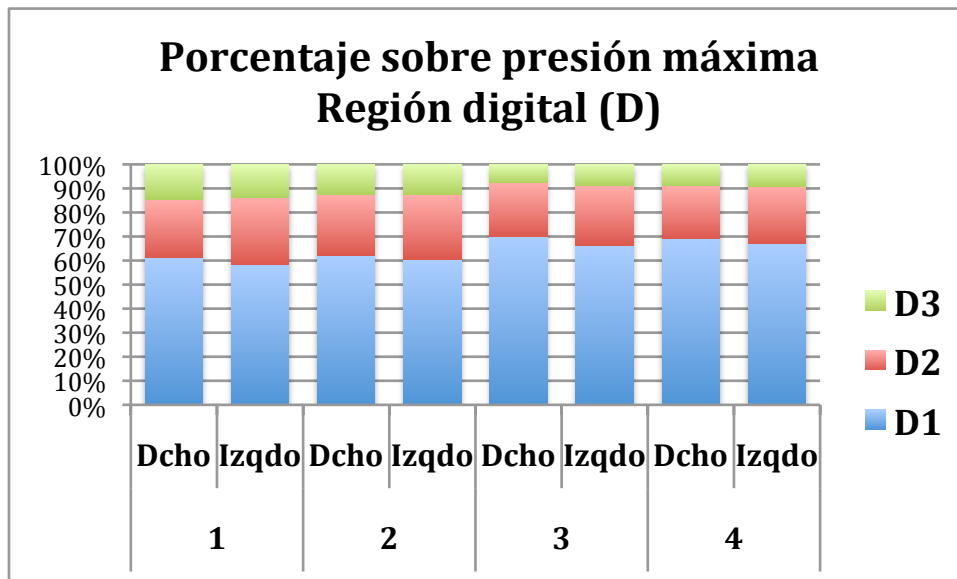
Figura 24. Distribución de presiones plantares máximas medias en pie derecho y pie izquierdo en zonas digitales a lo largo de las cuatro pruebas.



La Figura 25 presenta los porcentajes de Presión máxima en cada una de las 3 subáreas. Los incrementos vistos en la figura anterior (Figura 24) no se tradujeron en cambios sustanciales en la distribución porcentual entre las subáreas. Aunque existe una mínima tendencia al aumento de la carga en D1 y disminución en D3 a lo largo de las pruebas.

En la Prueba 1 el área D1 del pie derecho recogió el 61% de la Presión máxima acumulada y en la Prueba 4 esa valor pasó a ser el 68,9% . Por el contrario en el área D3 en la Prueba 1 el porcentaje de Presión máxima acumulada era del 14,5% pasando al 8,9% en la Prueba 4.

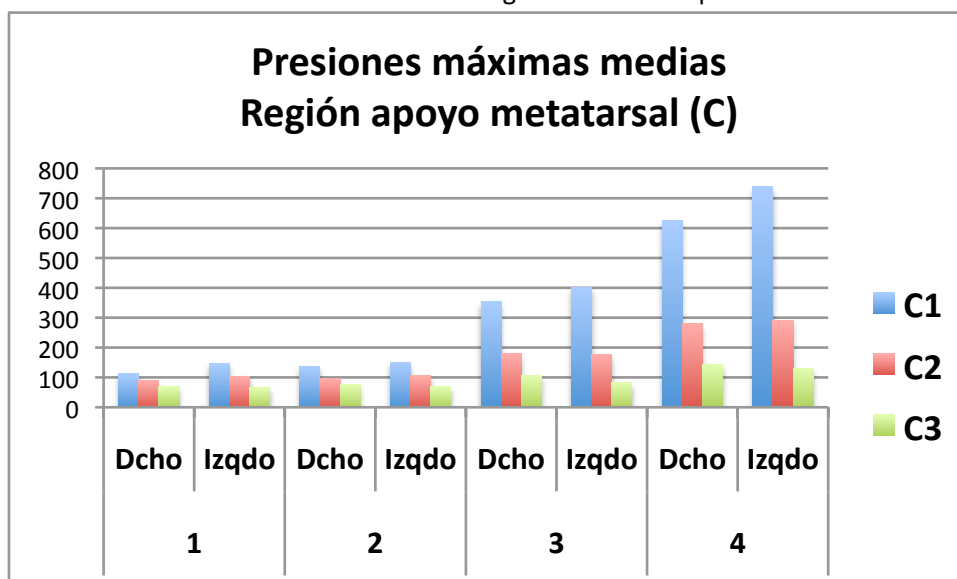
Figura 25. Porcentaje de Presión máxima para cada una de las 3 subáreas digitales en pie derecho y pie izquierdo a lo largo de las cuatro pruebas.



La distribución de presiones máximas en el área de apoyo metatarsal (C) mostró un comportamiento similar al descrito para el área digital (D) (Figura 26).

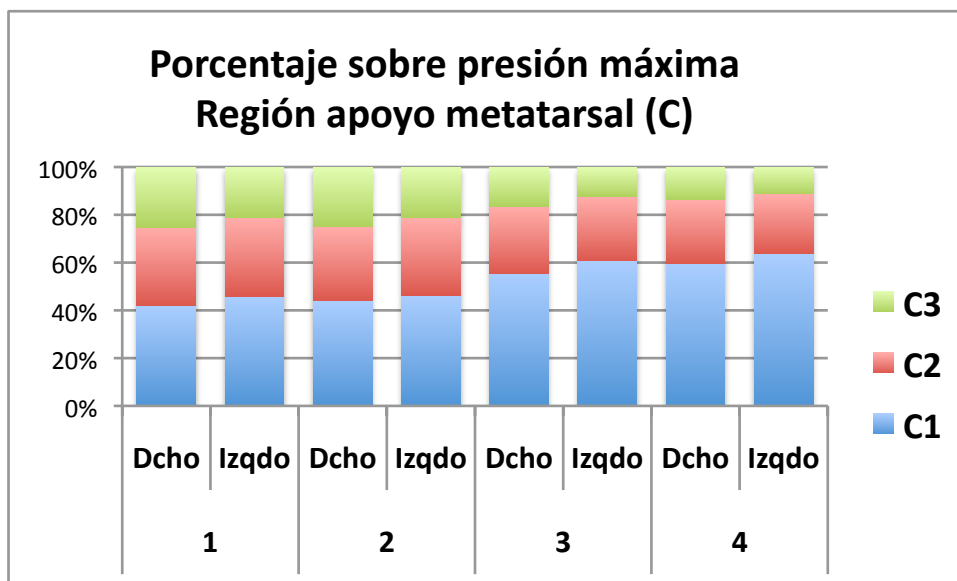
Solo a partir del cambio de potencia que se introdujo en la Prueba 3 se observó un incremento de presiones máximas. Mientras que en la Prueba 2 el área C1 tenía una Presión máxima de 96 kPa, en la Prueba 3 esta misma área presentaba una Presión máxima de 353 kPa (x3,67); en la Prueba 4 el área C1 vio incrementada en menor proporción su Presión máxima (625 kPa; incremento de 1,77 veces).

Figura 26. Distribución de presiones plantares máximas medias en pie derecho y pie izquierdo en zonas metatarsales a lo largo de las cuatro pruebas.



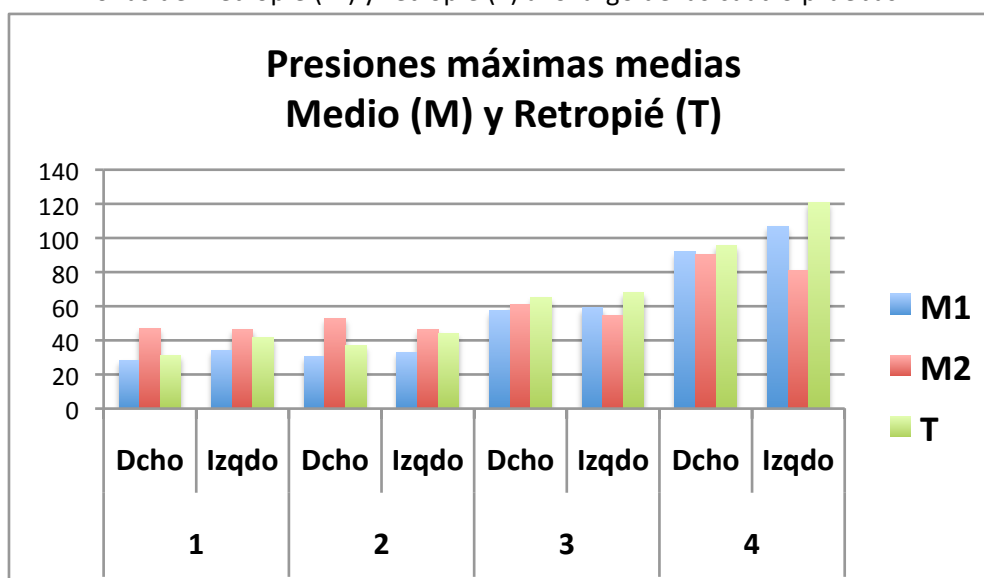
A diferencia de lo observado en la región digital, la zona metatarsal sufrió un cambio en la distribución de la Presión máxima, expresado en porcentajes (Figura 27). Así en la Prueba 2 el área C1 tenía el 42% de la Presión máxima pasando al 59,5% en la Prueba 4. En el área C3 la Presión máxima pasó del 25,4% de la Prueba 2 al 13,8% en la Prueba 4.

Figura 27. Porcentaje de Presión máxima para cada una de las 3 subáreas metatarsales en pie derecho y pie izquierdo a lo largo de las cuatro pruebas.



El incremento de presiones a lo largo de las 4 pruebas en M y T fueron de menor cuantía que en las regiones anteriores del pie analizadas previamente (Figura 28).

Figura 28. Distribución de presiones plantares máximas medias en pie derecho y pie izquierdo en zonas de mediopié (M) y retropié (T) a lo largo de las cuatro pruebas.

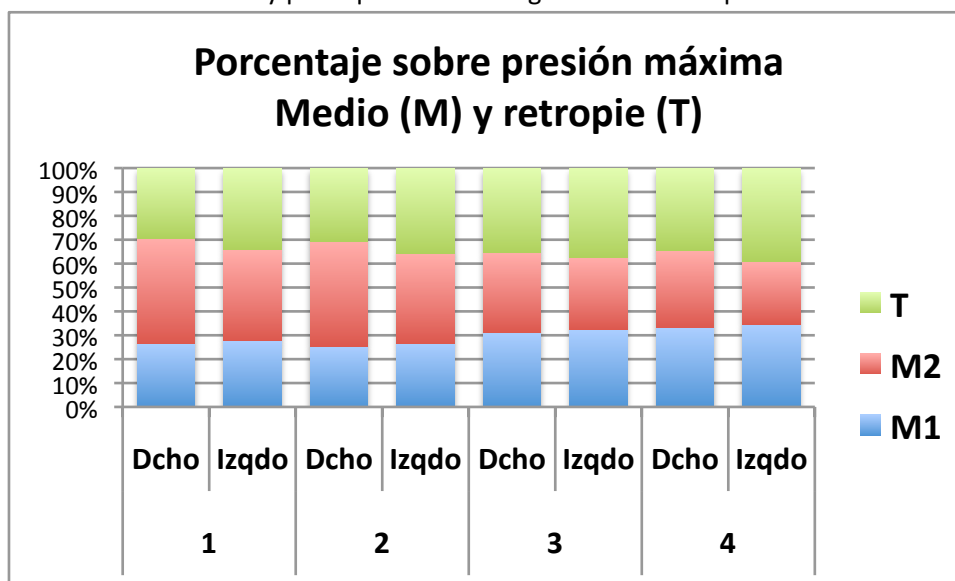


En la Prueba 1 la Presión máxima en estas áreas correspondió a M2, el aumento de cadencia al pasar a la prueba 2 no produjo ninguna modificación en las presiones máximas en estas áreas. Sin embargo el aumento de potencia produjo un discreto aumento a expensas de las áreas M1 (31 kPa en Prueba 2 y 61 kPa en Prueba 3, incremento x1,96) y T (37 kPa en Prueba 2 y 65 kPa en Prueba 3, incremento x1,75).

La Prueba 4 volvió a inducir un incremento de presiones máximas de cuantía equivalente. En el pie derecho el área M1 pasó de 57 kPa en la Prueba 3 a 92 kPa en la Prueba 4 (x1,61) y el área T pasó de 65 kPa en la Prueba 2 a 96 kPa en la Prueba 4 (x1,47).

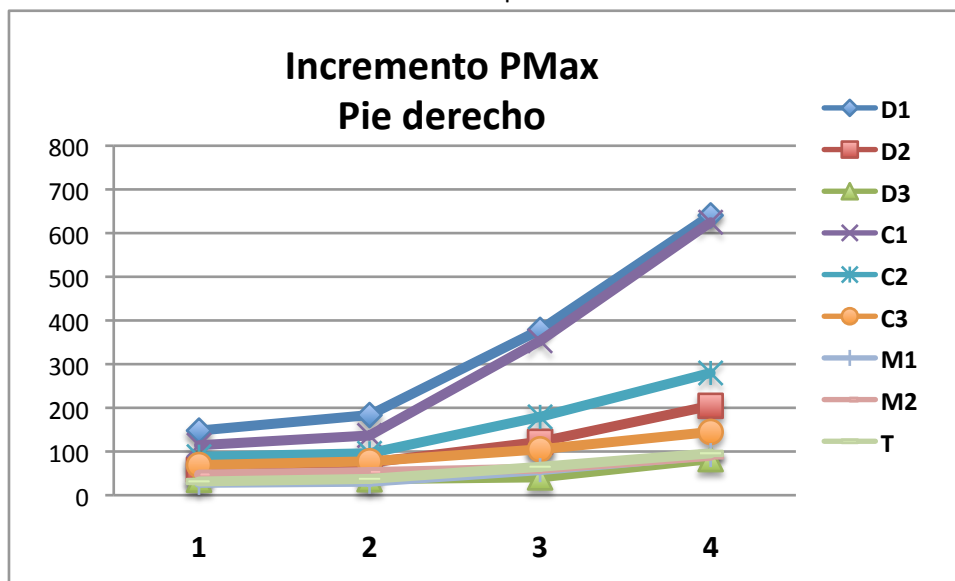
En la Figura 29 se aprecia también esta misma tendencia a una mayor concentración de presiones máximas en M1 y T y menor en M2 a lo largo de las 4 pruebas. El % de carga máxima acumulada en M2 para la Prueba 1 fue del 44,3%, pasando a ser del 26,2% en la Prueba 4. El % de carga máxima acumulada en M1 fue de 26,4% en la Prueba 1 pasando a ser del 34,6% en la Prueba 4. El área T también incrementó sus presiones máximas a lo largo de las pruebas pasando de un 29,4 % en la Prueba 1 a un 39,1% en la Prueba 4.

Figura 29. Porcentaje de Presión máxima para las zonas de mediopie (M) y retropie (T) en pie derecho y pie izquierdo a lo largo de las cuatro pruebas.



Las Figuras 30 y 31 muestran los incrementos de presiones plantares máximas a lo largo de las 4 pruebas en ambos pies. En el pie derecho, las mayores cargas en la Prueba 4 se registraron en las zonas D1 y C1 (36.461,7 y 31.165,8 kPa respectivamente) (Figura 30).

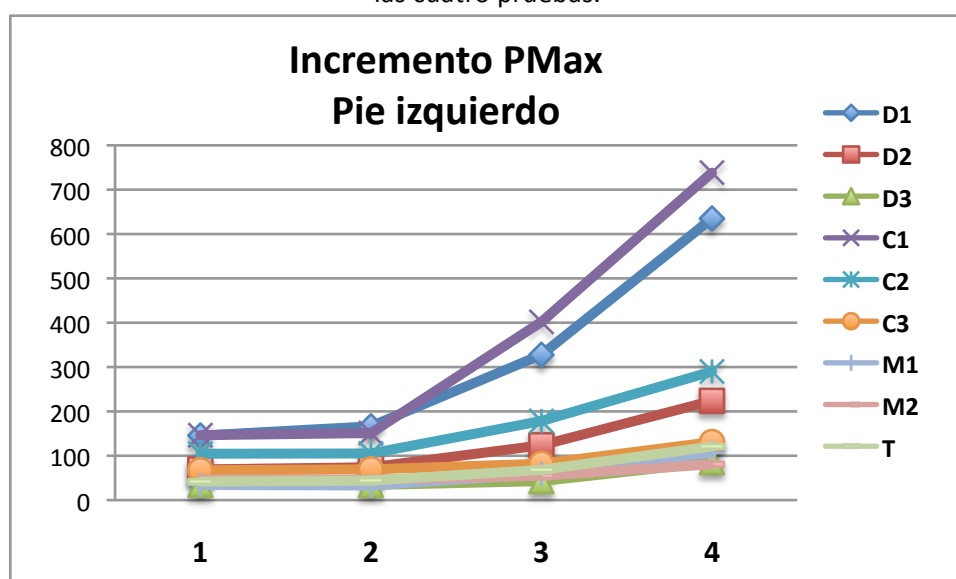
Figura 30. Incremento de Presión máxima en cada área plantar para el pie derecho a lo largo de las cuatro pruebas.



En estas áreas los incrementos alcanzaron un 497% y un 589% sobre las presiones totales registradas en la Prueba 1. Los menores incrementos se detectaron en las áreas del medio y retropié (M2 y T), alcanzando el 193% y el 314% respectivamente. En el pie izquierdo la zona de mayor carga total registrada en la Prueba 4 resultó ser C1, seguida de D1; es decir, en orden inverso al que ocurría en el pie derecho (Figura 31). El incremento de Presión total entre la Prueba 1 y la 4 fue del 543% en C1 y del 442% en D1 .

Entre las pruebas 1 y 2 no existieron diferencias significativas en las presiones totales registradas en las distintas áreas plantares. Es decir, un incremento de la cadencia no se traducía en incremento significativo de las presiones plantares máximas.

Figura 31. Incremento de Presión máxima en cada área plantar para el pie izquierdo a lo largo de las cuatro pruebas.



Las Figuras 32 y 33 recogen los incrementos de Presión máxima agrupados en 3 subáreas (digital, metatarsal y mediopié+retropié) en cada una de las pruebas realizadas y en cada pie. Se aprecia claramente que los cambios significativos en los incrementos de carga se producen en las pruebas 3 y 4 a expensas de las áreas digital y de apoyo metatarsal.

Figura 32. Incremento de Presión máxima en las 3 subáreas plantares (digital, metatarsal, mediopié+retropié) para el pie derecho en cada una de las cuatro pruebas.

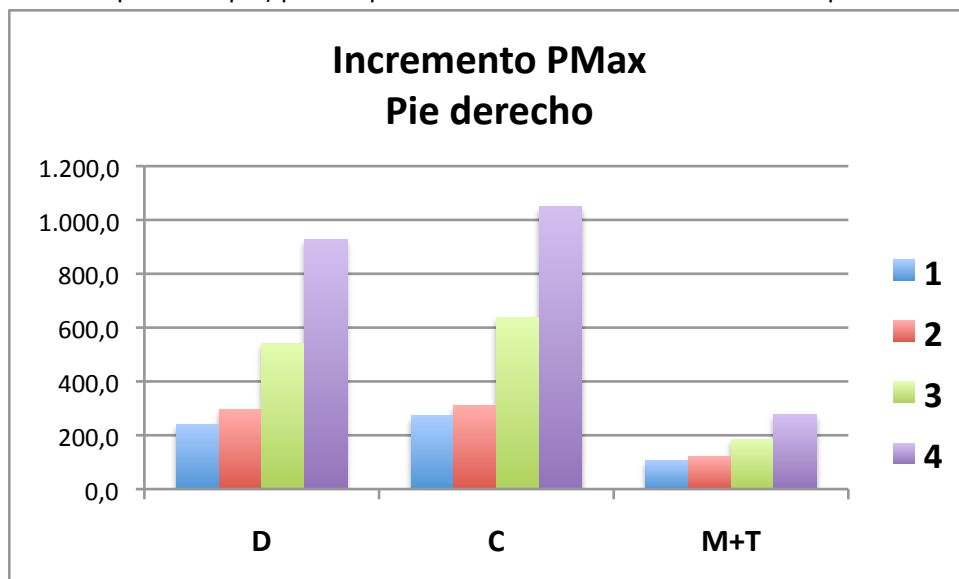
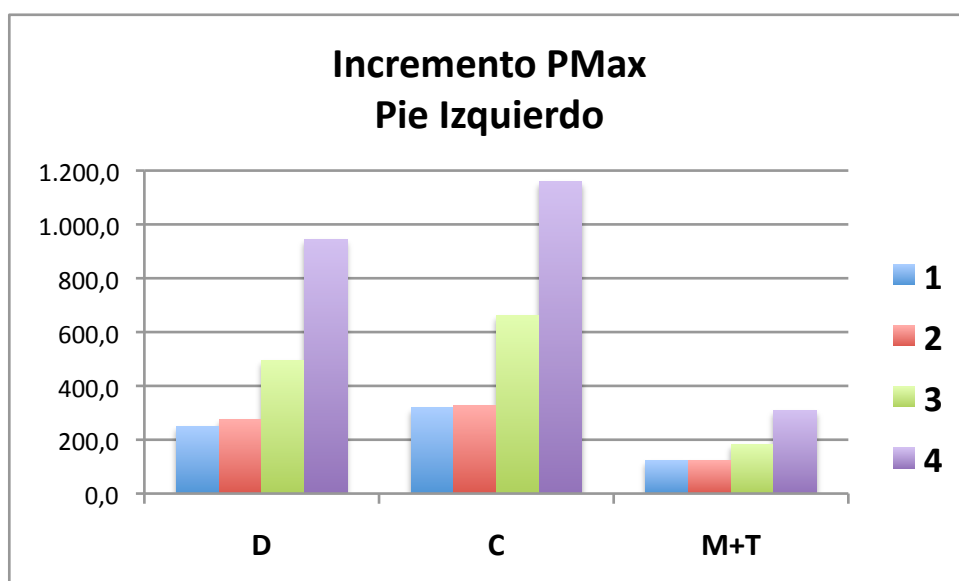


Figura 33. Incremento de Presión máxima en las 3 subáreas plantares (digital, metatarsal, mediopié+retropié) para el pie izquierdo en cada una de las cuatro pruebas.



Las Figuras 34 y 35 muestran los porcentajes de Presión máxima en cada subárea en relación al total de la Presión máxima plantar registrada. Esta distribución de presiones no se alteró sustancialmente en las distintas pruebas efectuadas. En el pie derecho (Figura 34), que fue el que más variación mostró, la carga en la región digital osciló entre el 36% (prueba 2) y el 44% del total (prueba 2). En la región de apoyo metatarsal (C) las oscilaciones fueron del 40% (prueba 2) al 52% (prueba 3). El porcentaje de presiones en medio y retropié respecto al total acumulado disminuía en relación a la intensidad de la prueba, pasando del 17% en la Prueba 1 al 12% en la Prueba 4.

Figura 34. Porcentaje de Presión máxima para las zonas de dedos (D), metatarsianos (C) y medio-retropié (M+T) del pie derecho para cada una de las cuatro pruebas.

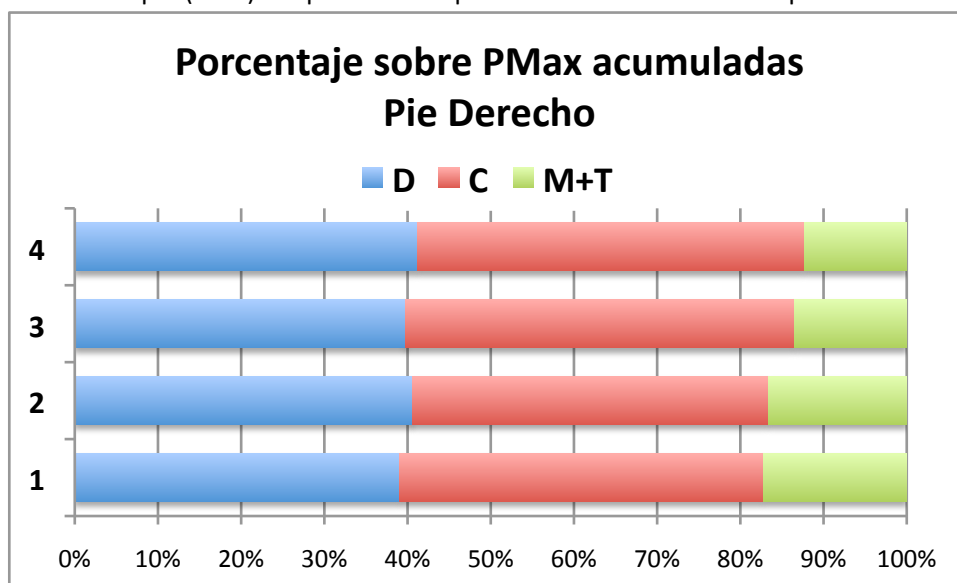
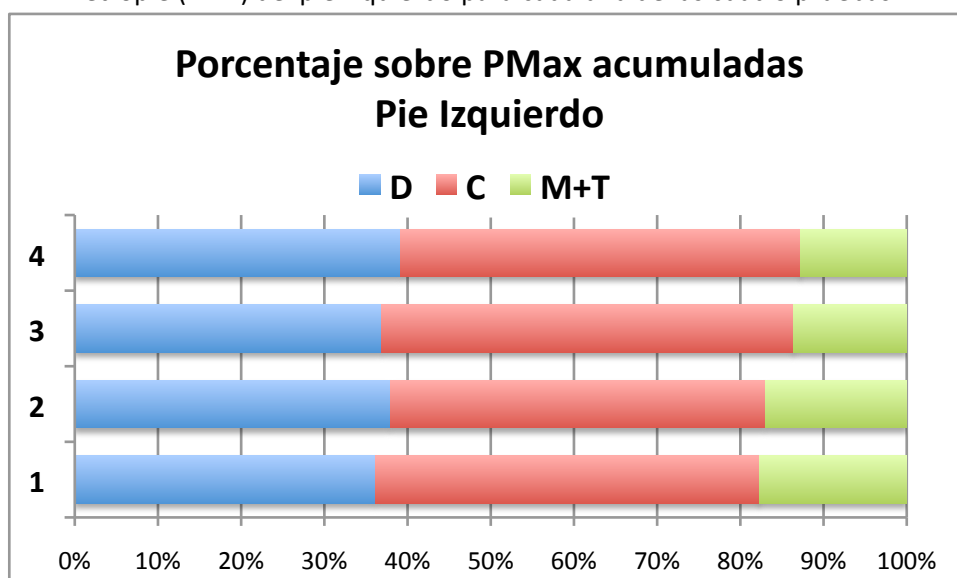


Figura 35. Porcentaje de Presión máxima para las zonas de dedos (D), metatarsianos (C) y medio-retropié (M+T) del pie izquierdo para cada una de las cuatro pruebas.



3.c. Influencia del morfotipo de pie (Foot Posture Index) en las presiones plantares.

En la Tabla 26 se muestran los datos referentes al número de sujetos que mostraban los diferentes tipos morfológicos de pie. La clasificación fue hecha en base al Foot Posture Index (FPI), que los dividía en 5 grupos: Normal (19 sujetos), Pronado (15 sujetos), Hiperpronado (5 sujetos), Supinado (3 sujetos) e Hipersupinado (8 sujetos).

Tabla 26. Distribución de la muestra del estudio en función del FPI.

| | | Frecuencia | Porcentaje |
|--------------------------|---------------|------------|------------|
| Foot Posture Index | Normal | 19 | 38,0 |
| | Pronado | 15 | 30,0 |
| | Hiperpronado | 5 | 10,0 |
| | Supinado | 3 | 6,0 |
| | Hipersupinado | 8 | 16,0 |
| | Total | 50 | 100,0 |

Para el estudio baropodométrico, como muestra la Tabla 27, los sujetos se reagruparon en 3 únicos grupos: Normal, Pronado (Pronado+Hiperpronado) y Supinado (Supinado+Hipersupinado).

Tabla 27. Distribución de la muestra del estudio en función del FPI reagrupados en 3 únicos grupos.

| | | Frecuencia | Porcentaje |
|--------------------------|----------|------------|------------|
| Foot Posture Index | Normal | 19 | 38,0 |
| | Pronado | 20 | 40,0 |
| | Supinado | 11 | 22,0 |
| | Total | 50 | 100,0 |

En la Tabla 28 se recogen las presiones máximas registradas en la Prueba 1 en cada subárea plantar dependiendo de la morfología del pie. En estas circunstancias basales las únicas diferencias entre los 3 grupos fueron a nivel de M1 (mediopié interno) donde los sujetos con pie supinado presentaron registros de presiones significativamente más bajos que los otros grupos (Anova, $p=0,16$).

En este área existieron diferencias estadísticamente significativas (T test) entre el grupo Supinado y el Normal y entre el grupo Supinado y el Pronado.

Tabla 28. Registro de presiones máximas durante la Prueba 1 según FPI agrupado (pie derecho).

| FPI agrupado | | D1d | 1D2d | D3d | C1d | C2d | C3d | M1d | M2d | Td |
|--------------|-------|-------|------|------|-------|------|-------|--------|------|------|
| Normal | Media | 192,0 | 50,6 | 32,1 | 113,2 | 83,3 | 64,6 | 32,0* | 44,3 | 30,0 |
| | DE | 163,9 | 24,3 | 16,2 | 75,3 | 33,4 | 23,0 | 14,3 | 19,8 | 15,1 |
| Pronado | Media | 131,7 | 64,4 | 38,3 | 122,9 | 93,3 | 57,3 | 30,1 | 51,9 | 29,5 |
| | DE | 120,2 | 58,1 | 22,8 | 122,1 | 50,5 | 33,9 | 13,8 | 29,8 | 16,0 |
| Supinado | Media | 101,0 | 60,7 | 35,7 | 100,9 | 87,3 | 97,8 | 18,3** | 43,2 | 37,1 |
| | DE | 71,4 | 34,1 | 23,7 | 80,4 | 50,1 | 114,9 | 2,2 | 36,0 | 20,7 |
| ANOVA | | ,157 | ,592 | ,643 | ,835 | ,779 | ,183 | ,016 | ,615 | ,448 |

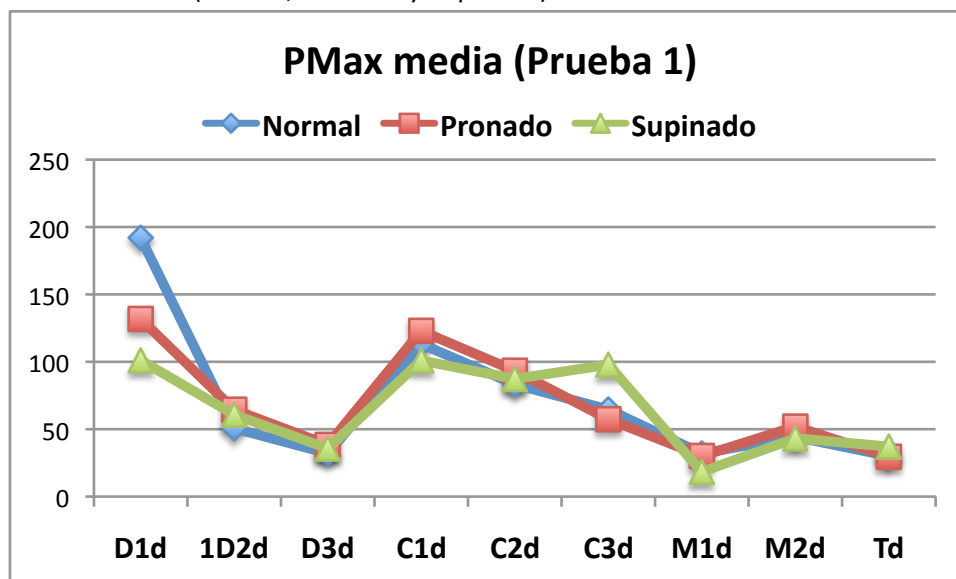
* p=0,004 (Normal vs Supinado)

** p=0,009 (Supinado vs Pronado)

La Figura 36 recoge la gráfica de distribución de presiones máximas en la Prueba 1. Aquí se pusieron más de manifiesto algunas diferencias entre los 3 grupos. El grupo de sujetos con supinación presentó los valores más bajos a nivel de D1 (1,9 veces más bajas que el grupo Normal) y los más altos a nivel de C3 (1,5 veces mayor que el grupo Normal).

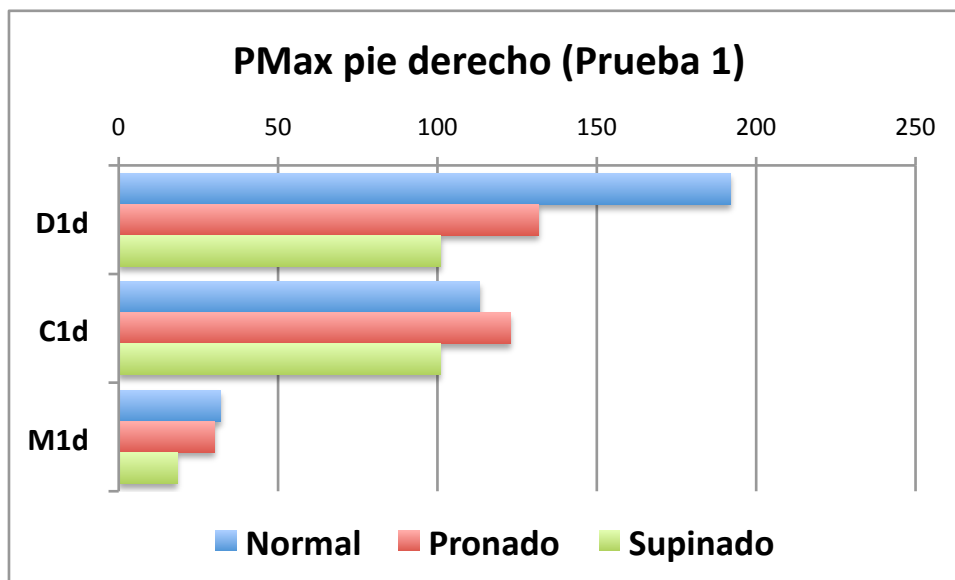
Aunque estas diferencias no mostraron significación estadística sí que reflejaron el diferente comportamiento de cada tipo de pie en el ciclo de pedaleo considerado como basal (prueba1).

Figura 36. Distribución de presiones plantares máximas medias en el pie derecho en los 3 grupos (normal, Pronado y Supinado) durante la Prueba 1.



La Figura 37 muestra con mayor detalle estas diferencias de presiones en las áreas D1, C1 y M1 para el pie derecho.

Figura 37. Distribución de presiones plantares máximas medias en las áreas digital, metatarsal y mediopié internas, en el pie derecho para los 3 grupos (Normal, Pronado y Supinado) durante la Prueba 1.



En las pruebas 2 y 3 (incremento de cadencia e incremento de carga) la diferente morfología del pie según el FPI no condicionó diferencias en la distribución baropodométrica plantar.

En la Tabla 29 se recogen las presiones máximas registradas en la Prueba 4 en cada subárea plantar dependiendo de la morfología del pie.

Tabla 29. Registro de presiones máximas durante la Prueba 4 según FPI agrupado (pie derecho).

| FPI agrupado | | D1d | 1D2d | D3d | C1d | C2d | C3d | M1d | M2d | Td |
|--------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|--------|-------|-------|
| Normal | Media | 674,3 | 173,2 | 68,3 | 645,6 | 261,8 | 111,9 | 95,3* | 77,3 | 101,3 |
| | DE | 554,5 | 99,7 | 48,7 | 553,3 | 149,2 | 72,4 | 51,3 | 43,6 | 68,6 |
| Pronado | Media | 685,7 | 217,7 | 86,0 | 612,8 | 273,6 | 133,3 | 115,3 | 101,5 | 79,9 |
| | DE | 426,9 | 144,9 | 82,2 | 412,6 | 128,0 | 153,5 | 91,4 | 87,1 | 37,4 |
| Supinado | Media | 504,0 | 235,9 | 101,8 | 610,0 | 321,5 | 221,4 | 45,1** | 92,1 | 113,0 |
| | DE | 218,5 | 144,2 | 110,9 | 464,4 | 169,0 | 290,4 | 34,0 | 73,3 | 74,4 |
| ANOVA | | ,523 | ,381 | ,526 | ,972 | ,548 | ,239 | ,029 | ,564 | ,309 |

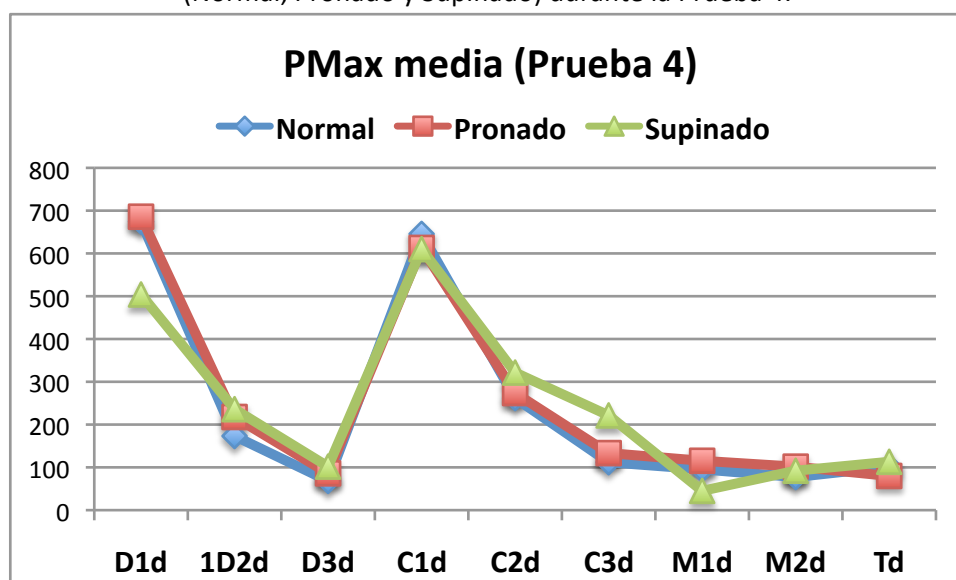
* p=0,007 (Normal vs Supinado)

** p=0,021 (Supinado vs Pronado)

El incremento de cadencia y potencia más la variación de posición de sentado a de pie en la bicicleta (Prueba 4) volvió a mostrar diferencias entre los 3 grupos de FPI a nivel de M1 (mediopié interno) donde los sujetos con pie supinado presentaron registros de presiones significativamente más bajos (50%) que los otros grupos (Anova, $p=0,029$). En este área se volvieron a poner de manifiesto diferencias estadísticamente significativas (T test) entre el grupo Supinado y el Normal y entre el grupo Supinado y el Pronado.

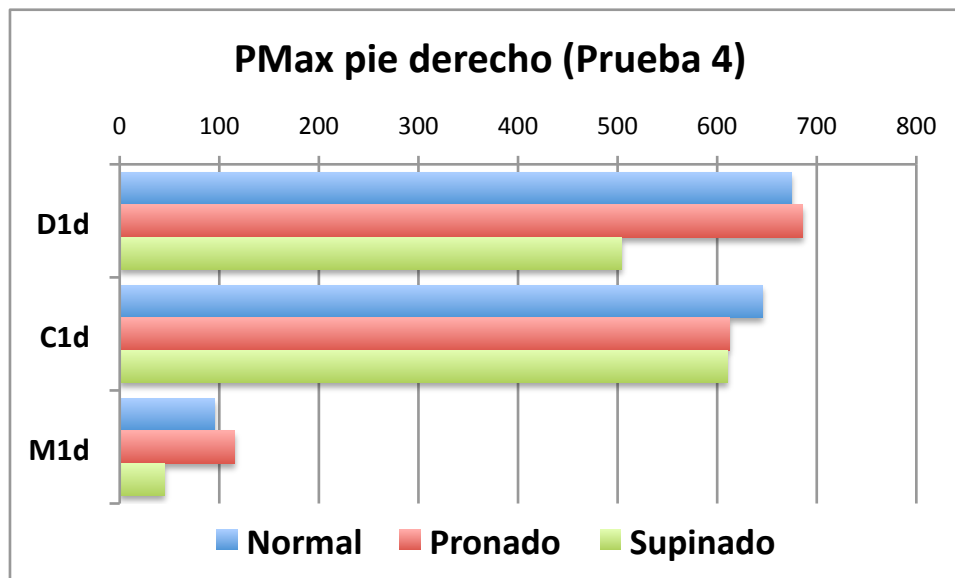
La Figura 38 vuelve a poner de manifiesto el comportamiento de los sujetos con pie supinado donde se registraron las menores presiones máximas en el área de D1, las mayores en C3 y las menores en M1. Estas últimas fueron las únicas que mostraron diferencias estadísticamente significativas (Tabla 29).

Figura 38. Distribución de presiones plantares máximas medias en el pie derecho en los 3 grupos (Normal, Pronado y Supinado) durante la Prueba 4.



Al igual que lo mostrado en la Prueba 1, la Figura 39 señala con mayor detalle las diferencias de presiones máximas registradas en las áreas de D1, C1 y M1 para el pie derecho.

Figura 39. Distribución de presiones plantares máximas medias en las áreas digital, metatarsal y mediopié internas, en el pie derecho para los 3 grupos (Normal, Pronado y Supinado) durante la Prueba 4.



3.d. Influencia de la Fórmula Metatarsal en las presiones plantares.

La Tabla 30 muestra a los sujetos que participaron en el estudio agrupados según la Fórmula Metatarsal que presentaban. Del total de sujetos analizados, 32 presentaron una fórmula metatarsal Minus y 17 fueron considerados como Plus Minus. Hubo 1 ciclista al que no se le pudo valorar y, por tanto, fue excluido de este apartado del estudio.

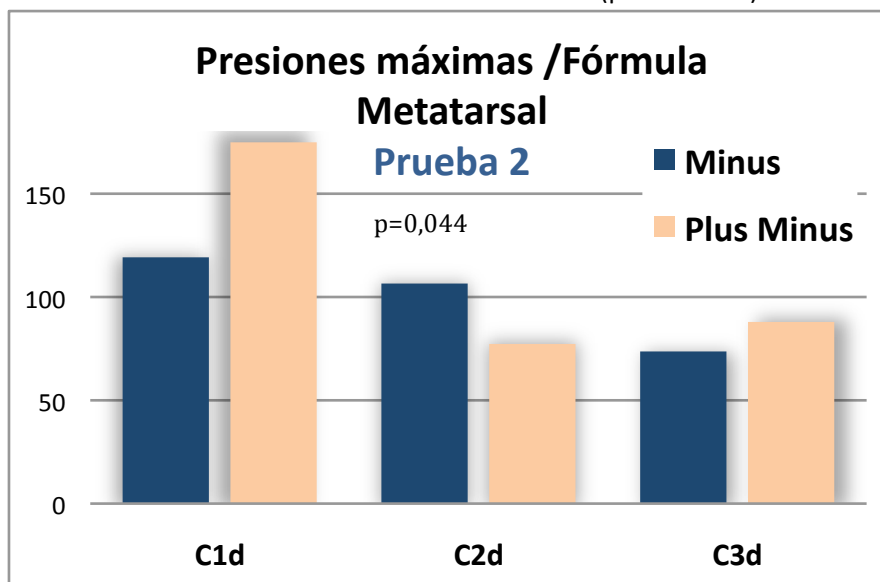
Tabla 30. Distribución de la muestra del estudio en función de la Fórmula metatarsal que presentaban (Minus o Plus minus).

| Fórmula Metatarsal | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido |
|--------------------|------------|------------|-------------------|
| Válidos Minus | 32 | 64,0 | 65,3 |
| Válidos Plus Minus | 17 | 34,0 | 34,7 |
| Total | 49 | 98,0 | 100,0 |
| Perdidos Sistema | 1 | 2,0 | |
| Total | 50 | 100,0 | |

El análisis baropodométrico a lo largo de las diferentes pruebas no se vio influenciado por el tipo de fórmula metatarsal, salvo en algún área específica y para alguna prueba aislada. Por ejemplo la Figura 40 muestra la distribución de presiones máximas en el área

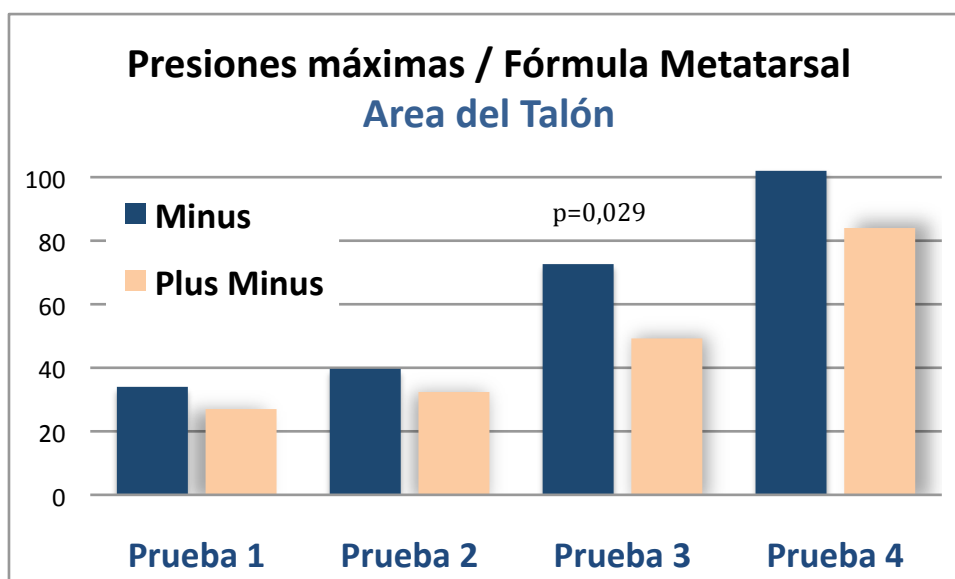
metatarsal durante la Prueba 2 en función de la Fórmula metatarsal. Los ciclistas con fórmula Plus Minus presentaban una mayor Presión máxima en las zonas C1 y C3 (sin significación estadística) y menor en C2 (Anova test, $F=4,277$, $p=0,044$).

Figura 40. Distribución de presiones máximas en el área metatarsal en función de la Fórmula metatarsal durante la Prueba 2 (pie derecho).



Todos los sujetos con Fórmula metatarsal Minus presentaron mayores presiones máximas que los sujetos con Plus Minus en el área del Talón (T) a lo largo de las 4 pruebas (Figura 41). Estas diferencias solo fueron estadísticamente significativas en la prueba 3 (Anova, $F=5,086$ y $p=0,029$).

Figura 41. Distribución de presiones máximas en el área del Talón en función de la Fórmula metatarsal en cada una de las cuatro pruebas (pie derecho).



3.e. Influencia del tipo de calas en las presiones plantares.

La Tabla 31 presenta al grupo de ciclistas del estudio dividido en función del tipo de calas que utilizaban: Fijas o Móviles. De los 50 ciclistas hubo 7 de los que no se pudo obtener este dato con fiabilidad y que, por tanto, quedaron excluidos de esta parte del estudio. En los 43 restantes podemos observar que los sujetos que utilizaban calas móviles eran el doble que los que usaban calas fijas.

Tabla 31. Distribución de la muestra del estudio en función del tipo de calas que utilizaban (Fijas o Móviles).

| Tipo de calas | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido |
|---------------|---------|------------|------------|-------------------|
| Válidos | Fijas | 14 | 28,0 | 32,6 |
| | Móviles | 29 | 58,0 | 67,4 |
| | Total | 43 | 86,0 | 100,0 |
| Perdidos | Sistema | 7 | 14,0 | |
| Total | | 50 | 100,0 | |

Las Figuras 42, 43 y 44 muestran respectivamente el comportamiento baropodométrico en las pruebas 1, 2 y 3, es decir, aquellas pruebas en las que se variaban los parámetros de cadencia y potencia sin modificación de la posición de sentado en la bicicleta.

En las 3 pruebas los ciclistas que usaban calas móviles presentaron valores de Presión máxima más altos en el área D1 que aquellos con calas fijas, aunque estas diferencias no fueron estadísticamente significativas.

Figura 42. Registro de presiones máximas en las diferentes áreas plantares en función del tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 1 (pie derecho).

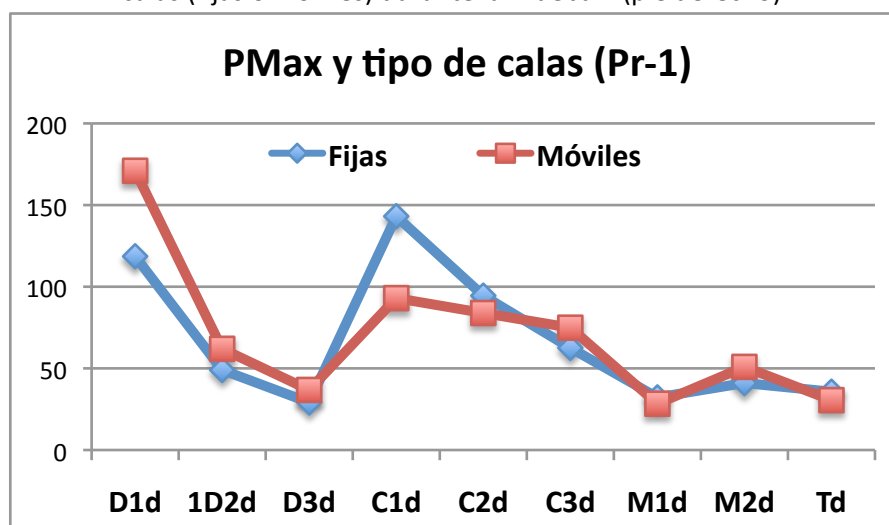


Figura 43. Registro de presiones máximas en las diferentes áreas plantares en función del tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 2 (pie derecho).

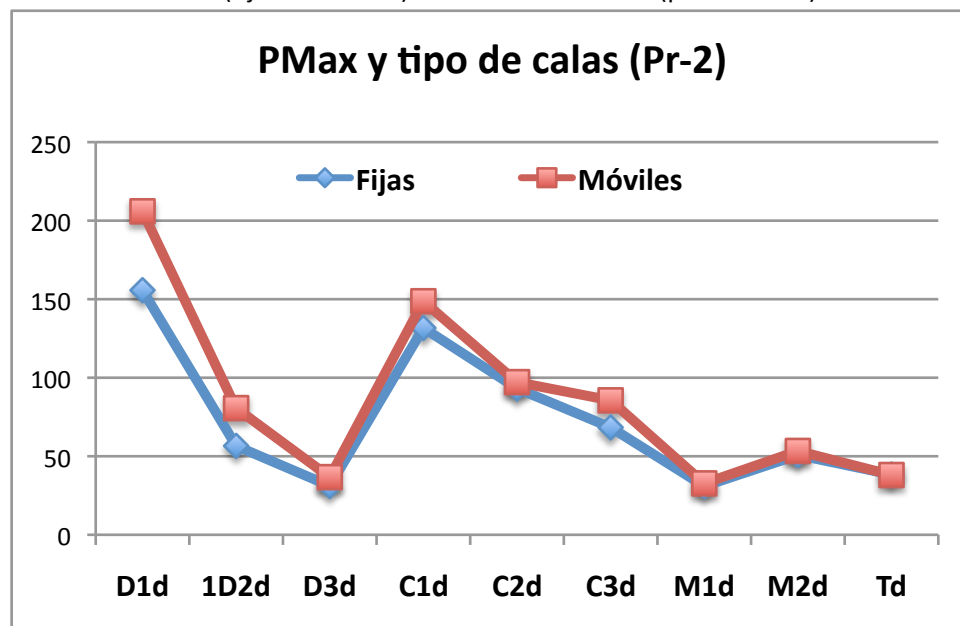
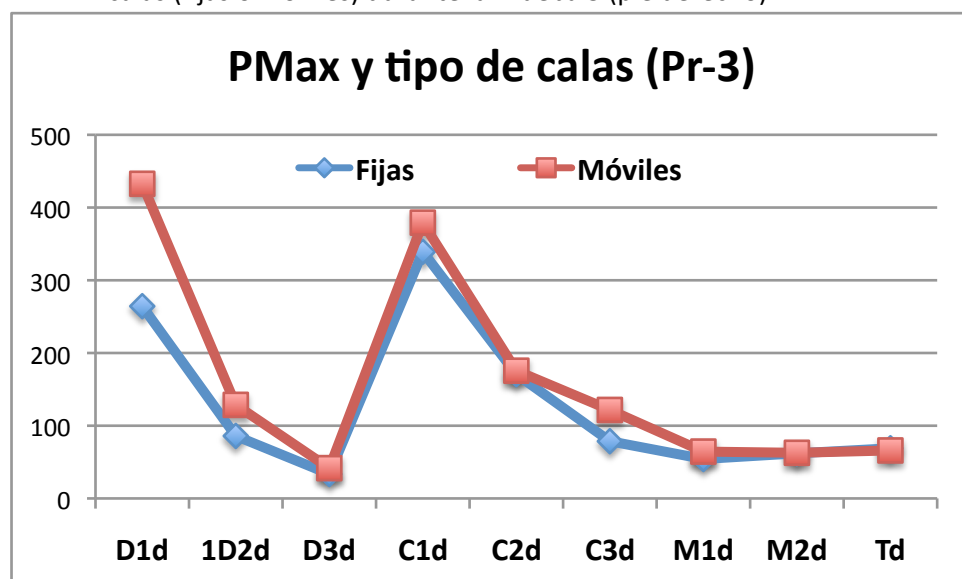


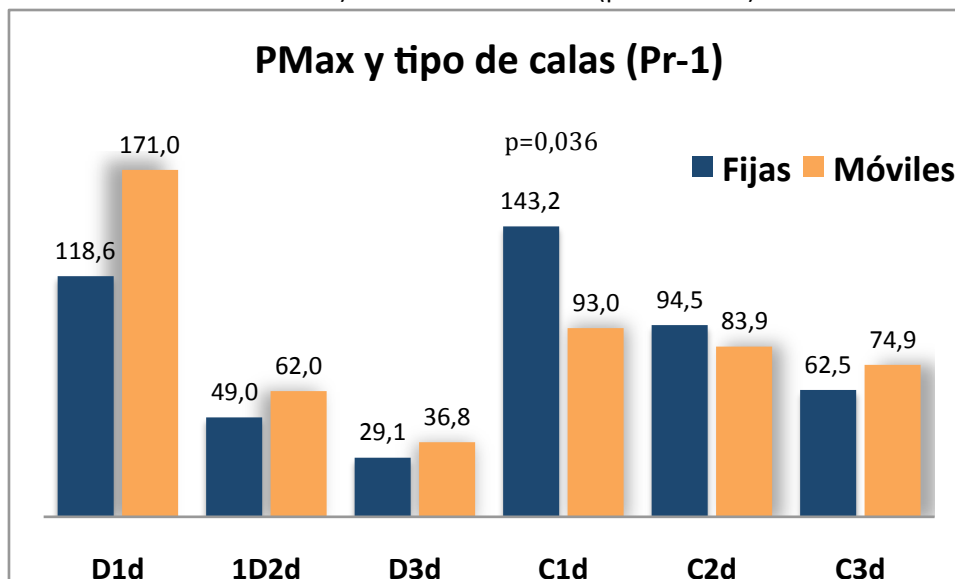
Figura 44. Registro de presiones máximas en las diferentes áreas plantares en función del tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 3 (pie derecho).



Sin embargo, en la Prueba 1 (Figura 45), los sujetos con calas móviles mostraron valores significativamente más bajos de Presión máxima en el área C1 (Anova, $F=4,715$ y $p=0,036$). En el grupo de calas fijas el valor mayor de Presión máxima registrada se obtuvo precisamente en este área (C1) siendo superior a la registrada en D1; es decir, lo contrario de lo que ocurría en el grupo de ciclistas con calas móviles.

Estas diferencias de registros de Presión máxima en C1 no se pusieron de manifiesto en las pruebas 2 y 3.

Figura 45. Diferencias de registro de presiones máximas en el antepié según el tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 1 (pie derecho).



El cambio de posición sobre la bicicleta de sentado a de pie que supone la Prueba 4 mostró, a nivel baropodométrico, un cambio en el patrón de registro de presiones máximas entre los sujetos de ambos grupos. Esta fue la única de las 4 pruebas en las que los sujetos con calas fijas mostraron valores mayores de presiones máximas que los sujetos que usaban calas móviles. Si bien estas diferencias entre ambos grupos no fueron estadísticamente significativas (Figuras 46 y 47).

Figura 46. Registro de presiones máximas en las diferentes áreas plantares en función del tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 4 (pie derecho).

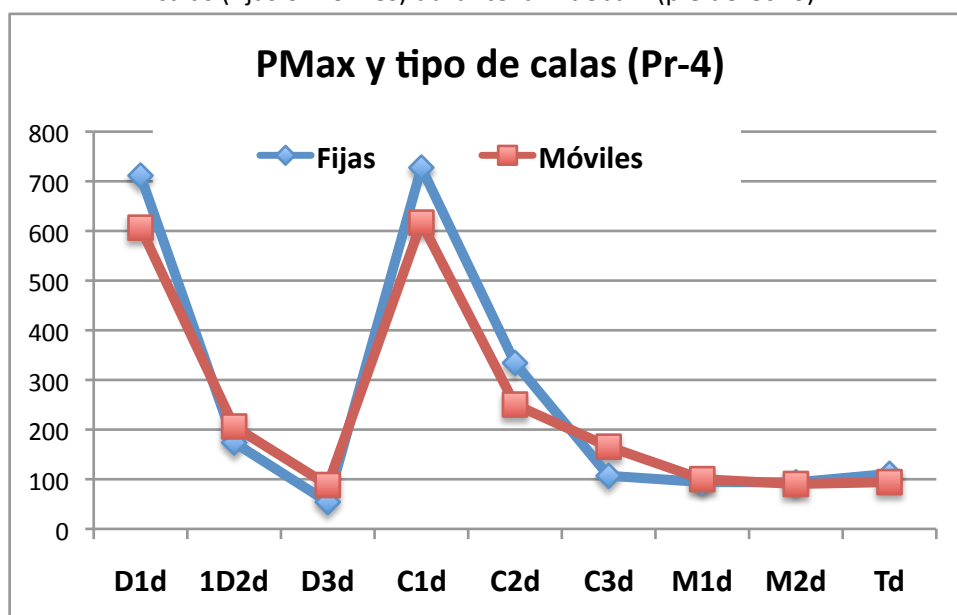
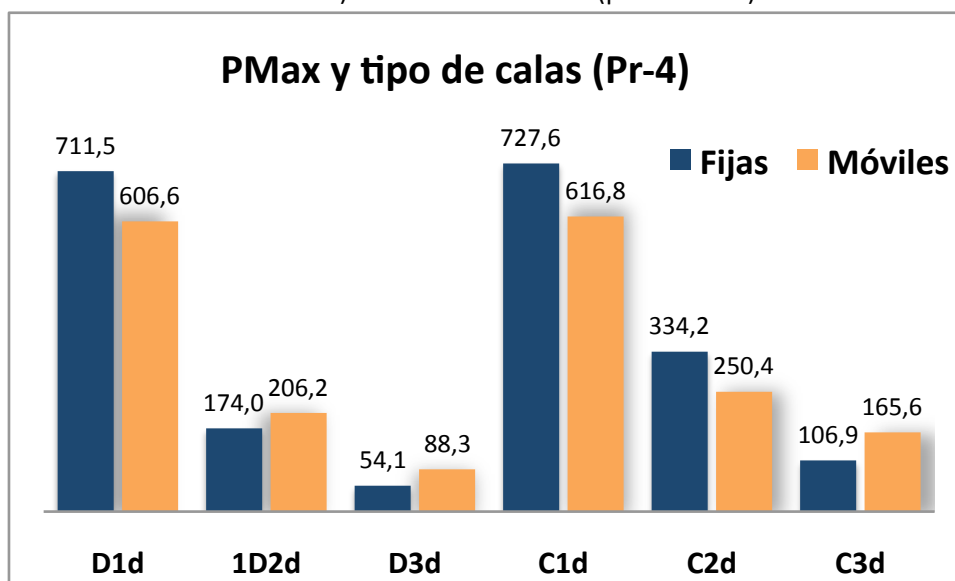


Figura 47. Diferencias de registro de presiones máximas en el antepié según el tipo de calas (fijas o móviles) durante la Prueba 4 (pie derecho).



3.f. Influencia del Balance articular del miembro inferior en el registro de las presiones plantares.

El balance articular pudo ser valorado en 42 de los 50 ciclistas. Para poder determinar el rango articular de normalidad propio de esta muestra, se utilizó una tabla de percentiles, donde se reflejaba el rango articular Normal (80%), quedando los valores superiores (10%) e inferiores (10%) clasificados como Aumentados y Restringidos respectivamente (Tabla 32).

Tabla 32. Balance articular. Percentiles del grupo de ciclistas que participaron en el estudio.

| Los valores se expresan en grados | | Percentiles | | | | | | |
|-----------------------------------|------------------------|-------------|-------------|-------|--------|-------|-----------|-------|
| | | 5 | 10 | 25 | 50 | 75 | 90 | 95 |
| Balance Articular | cadere rot int der | 20,00 | 21,80 | 28,00 | 30,00 | 35,00 | 40,00 | 47,10 |
| | cadere rot in izq | 17,80 | 21,80 | 26,00 | 30,00 | 34,00 | 40,00 | 42,75 |
| | cadere rot ext dch | 25,45 | 28,00 | 30,00 | 35,00 | 40,00 | 42,30 | 49,10 |
| | cadere rot ext izq | 24,45 | 30,00 | 30,00 | 35,00 | 40,00 | 42,20 | 45,00 |
| | rodilla rot int dch | 12,00 | 15,00 | 18,00 | 20,00 | 24,00 | 28,00 | 30,00 |
| | rodilla rot int izq | 13,35 | 15,00 | 18,00 | 22,00 | 28,00 | 30,00 | 30,00 |
| | rodilla rot ext dch | 20,00 | 21,80 | 25,00 | 30,00 | 30,00 | 34,10 | 38,00 |
| | rodilla rot ext izq | 18,00 | 20,00 | 22,00 | 25,00 | 30,00 | 30,20 | 34,55 |
| | Tobillo flex dors dch | 8,00 | 8,00 | 9,00 | 10,00 | 12,00 | 14,00 | 15,00 |
| | Tobillo flex dors izq | 6,00 | 6,00 | 8,00 | 10,00 | 12,00 | 14,00 | 14,55 |
| | Tobillo flex plant dch | 40,00 | 40,00 | 45,00 | 48,00 | 50,00 | 55,00 | 55,00 |
| | Tobillo flex plant izq | 40,00 | 44,70 | 48,00 | 50,00 | 55,00 | 58,00 | 59,10 |
| | | | Restringido | | Normal | | Aumentado | |

La Tabla 33 resume los hallazgos goniométricos de este estudio a nivel de cadera y tobillo, así como la clasificación de la muestra en función de los resultados obtenidos en la Tabla de percentiles (Tabla 32).

Tabla 33. Balance articular. Distribución de la muestra en función de los hallazgos goniométricos obtenidos para las articulaciones de cadera y tobillo.

| | Lado Derecho | | Lado Izquierdo | |
|---------------------------------|--------------|------------|----------------|------------|
| | n | Porcentaje | n | Porcentaje |
| Cadera: Rotación Interna | | | | |
| Restringida | 5 | 11,9 | 9 | 21,4 |
| Normal | 27 | 64,3 | 24 | 57,1 |
| Aumentada | 10 | 23,8 | 9 | 21,4 |
| Cadera: Rotación Externa | | | | |
| Restringida | 7 | 16,7 | 3 | 7,1 |
| Normal | 30 | 71,4 | 31 | 73,8 |
| Aumentada | 5 | 11,9 | 8 | 19,0 |
| Tobillo: Flexión plantar | | | | |
| Restringida | 9 | 21,4 | 12 | 28,6 |
| Normal | 24 | 57,1 | 24 | 57,1 |
| Aumentada | 9 | 21,4 | 6 | 14,3 |
| Tobillo: Flexión dorsal | | | | |
| Restringida | 10 | 23,8 | 6 | 14,3 |
| Normal | 27 | 64,3 | 30 | 71,4 |
| Aumentada | 5 | 11,9 | 6 | 14,3 |

La Tabla 34 muestra las áreas con diferencias estadísticamente significativas en cada una de las 4 pruebas. Las diferencias en el rango de movilidad para la flexión plantar no indujo cambios significativos en ninguna de las áreas plantares analizadas a lo largo de las 4 pruebas.

Tabla 34. Resumen de significación estadística para las diferentes áreas plantares del lado derecho, según la movilidad articular y en las diferentes pruebas.

| Movilidad Articular | Pruebas (Presiones Máximas) | | | |
|----------------------------|-----------------------------|--------------|------------------------------|------------------------------|
| | 1 | 2 | 3 | 4 |
| Rot. Externa Cadera Dcha. | M2 (p=0,021) | M2 (p=0,012) | M1 (p=0,004) M2 (p=0,002) | M1 (p=0,025) M2 (p=0,022) |
| Rot. Interna Cadera Dcha. | T (p=0,044) | | | C1 (p=0,009) |
| Flex. Dorsal Tobillo Dcho. | C3 (p=0,050) | D1 (p=0,025) | D1 (p=0,003) | |

Las Figuras 48 y 49 recogen las diferencias de presiones maximas en el mediopié del lado derecho (M1 y M2) según el rango articular de Rotación externa de cadera en las pruebas 3 y 4 respectivamente. Los sujetos con Rotación externa de cadera Aumentada presentaban valores más altos de Presión máxima que los sujetos con movilidad Normal y Restringida.

Figura 48. Diferencias de presiones maximas en el mediopié del lado derecho (M1 y M2) según el rango articular de Rotación externa de cadera en las Prueba 3.

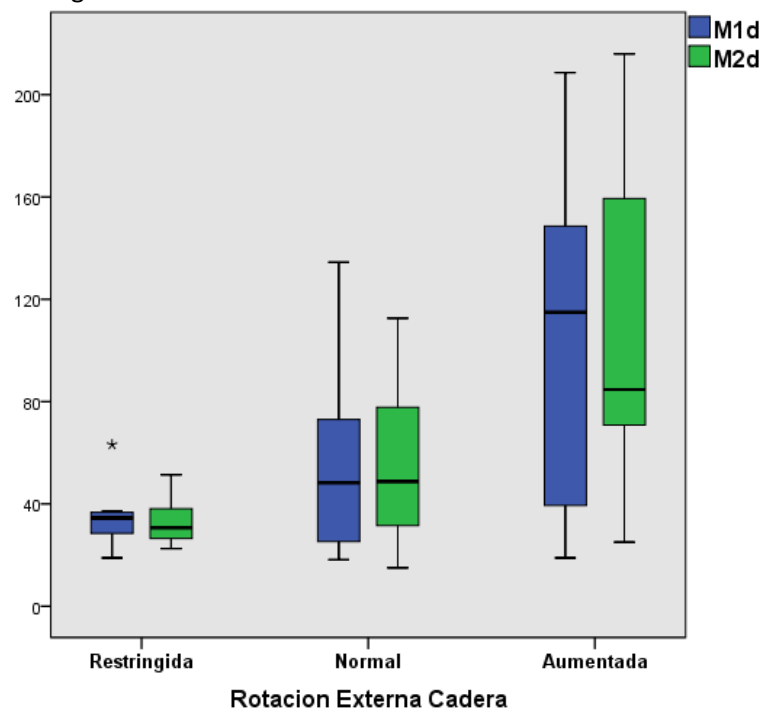
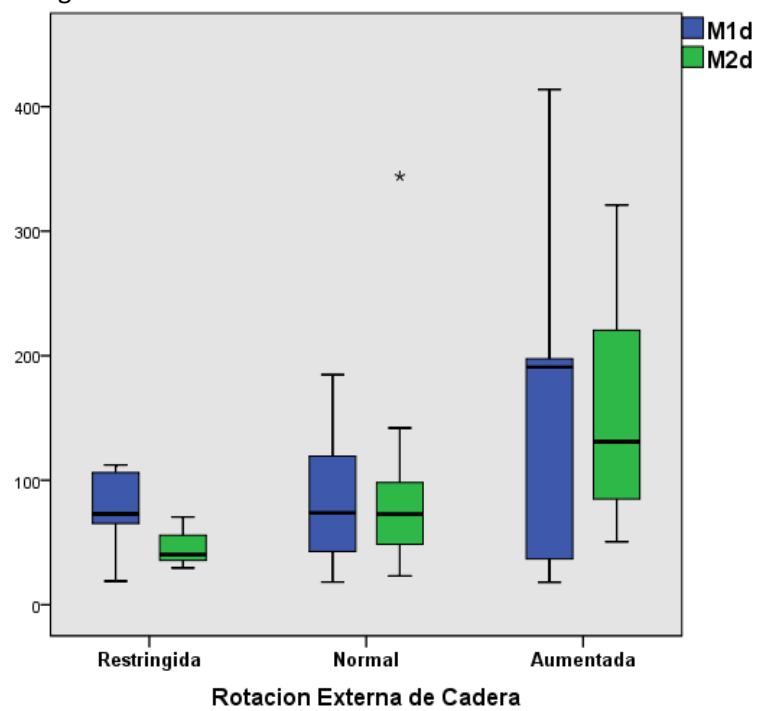


Figura 49. Diferencias de presiones maximas en el mediopié del lado derecho (M1 y M2) según el rango articular de Rotación externa de cadera en las Prueba 4.

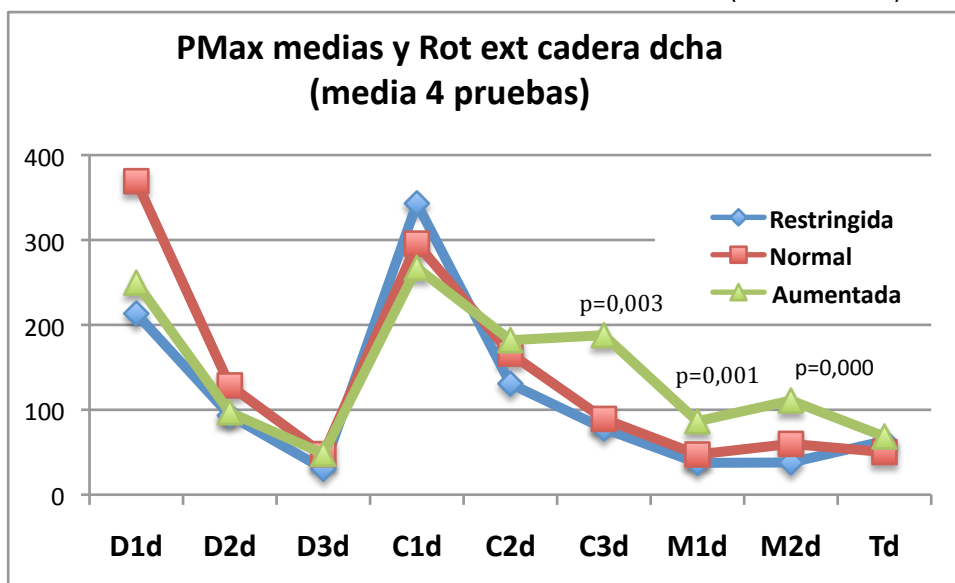


En la Prueba 3 los valores para M1 fueron: movilidad Restringida (35,3kPa±13,8), movilidad Normal (51,5kPa±28,2), movilidad Aumentada (106,1kPa±78,1). Los valores para M2 fueron: movilidad Restringida (33,4kPa±10,4), movilidad Normal (55,4kPa±28,4), movilidad Aumentada (111,1kPa±75,8).

En la Prueba 4 los valores para M1 fueron: movilidad Restringida (74,7kPa±33,4), movilidad Normal (81,4kPa±46,7), movilidad Aumentada (171,4kPa±159,2). Los valores para M2 fueron: movilidad Restringida (45,3kPa±15,1), movilidad Normal (86,2kPa±64,7), movilidad Aumentada (161,6kPa±109,5).

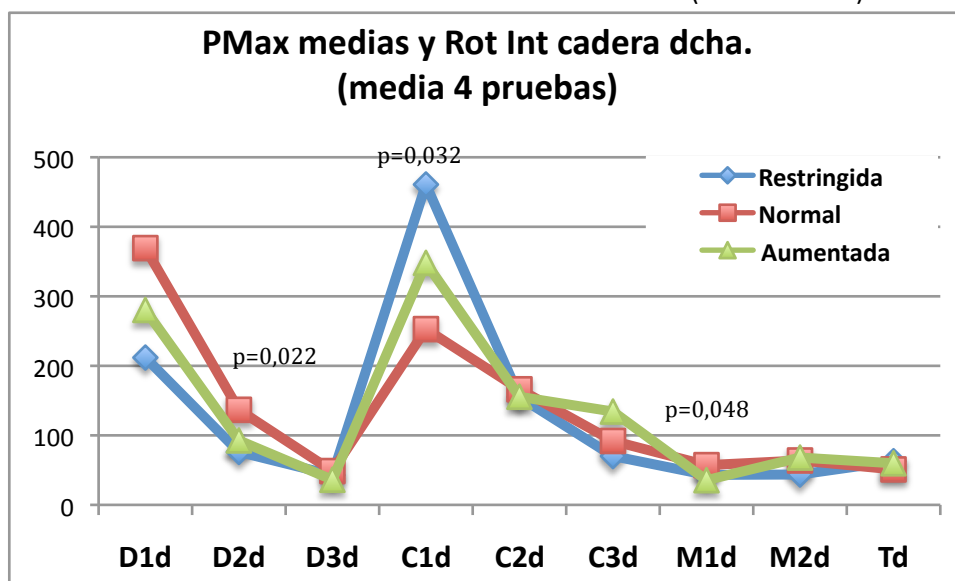
Los sujetos que presentaban movilidad aumentada en la articulación de la cadera derecha en cuanto a la Rotacion externa (Figura 50) mostraron un patrón baropodometrico con menores presiones máximas medias en el área de D1 y C1, y mayores en C3 (p=0,003), M1 (p=0,001) y M2 (p=0,000).

Figura 50. Registro de Presión máxima media en las diferentes áreas plantares según el rango de movilidad articular de rotación externa de cadera (lado derecho).



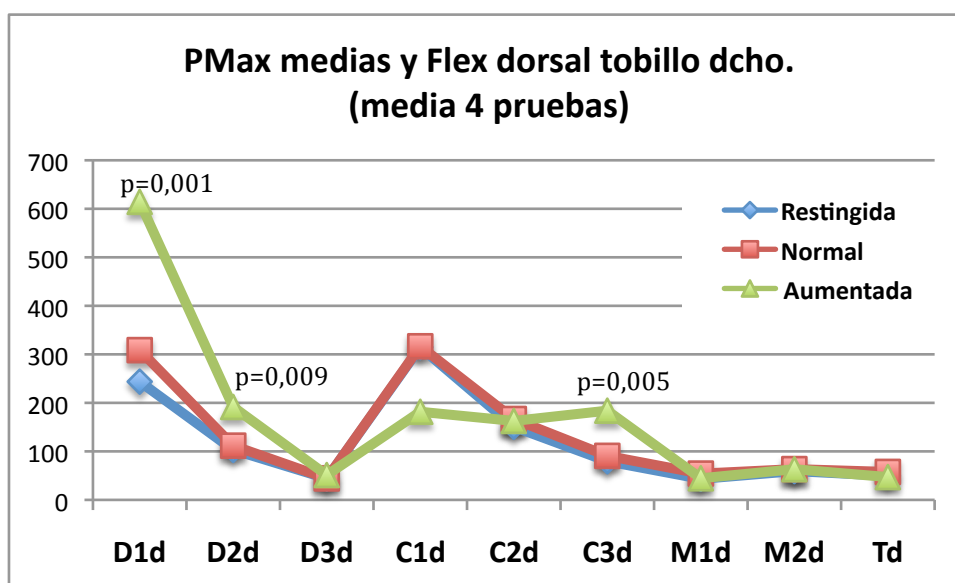
La Figura 51 muestra cómo los sujetos que presentaban movilidad restringida en la articulación de la cadera derecha en cuanto a la Rotación interna presentaban un patrón baropodométrico con menores presiones máximas medias en el área de D2 (p=0,022) y M1 (p=0,048), y mayores en C1 (p=0,032).

Figura 51. Registro de Presión máxima media en las diferentes áreas plantares según el rango de movilidad articular de rotación interna de cadera (lado derecho).



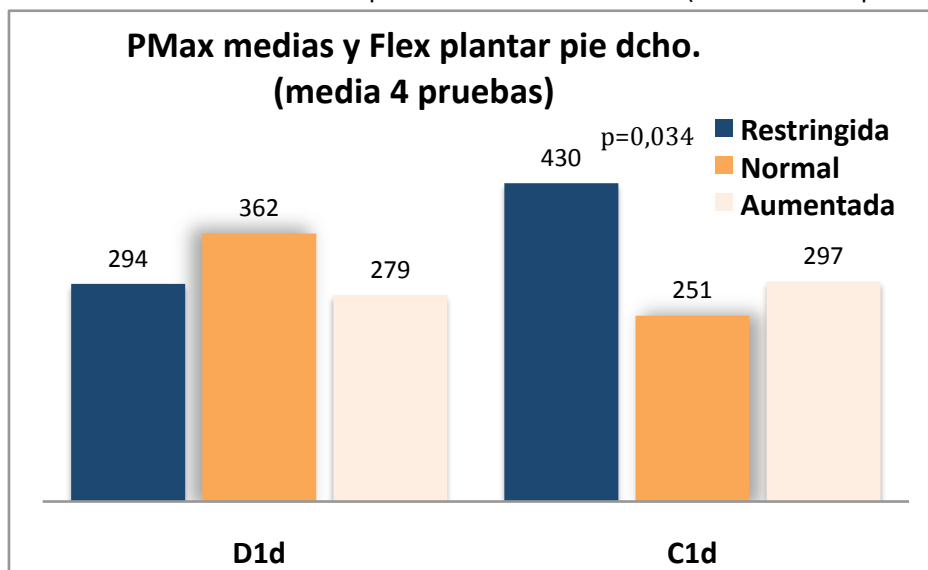
Los sujetos que presentaban movilidad aumentada en la articulación del tobillo derecho en cuanto a la Flexión dorsal mostraron un patrón baropodométrico con menores presiones máximas medias en el área de C1, mediopié y talón y mayores en D1 ($p=0,001$), D2 ($p=0,009$) y C3 ($p=0,005$) (Figura 52).

Figura 52. Registro de Presión máxima media en las diferentes áreas plantares según el rango de movilidad articular de flexión dorsal de tobillo (lado derecho).



Los sujetos con movilidad articular Restringida en cuanto a la Flexión Plantar registraron valores mayores de Presión máxima media en el área C1 ($p=0,034$) (figura 53).

Figura 53. Diferencias de registro de presiones máximas en el antepié interno según el grado de movilidad articular de flexión plantar de tobillo derecho (media de la 4 pruebas).



3.g. Influencia de la dominancia del miembro inferior en el registro de las presiones plantares.

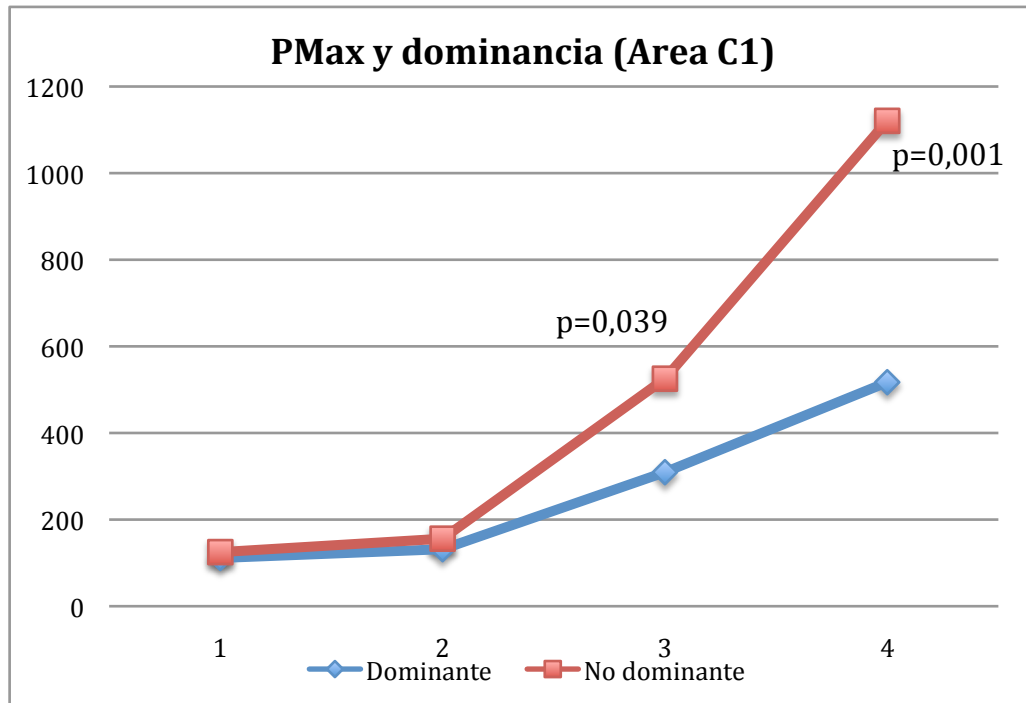
La Tabla 35 presenta al grupo de ciclistas del estudio dividido en función de la dominancia de miembro inferior que presentaban: derecha o izquierda. De los 50 ciclistas hubo 1 del que no se pudo obtener este dato y que, por tanto, quedó excluido de esta parte del estudio. En los 49 restantes podemos observar que la mayoría de los sujetos presentaban una dominancia derecha (41 ciclistas) siendo tan solo 8 ciclistas los que presentaban una dominancia izquierda.

Tabla 35. Distribución de la muestra del estudio en función de la dominancia del miembro inferior (Derecha/Izquierda).

| Dominancia | | Frecuencia | Porcentaje | Porcentaje válido |
|------------|-----------|------------|------------|-------------------|
| Válidos | Derecha | 41 | 41 | 83,7 |
| | Izquierda | 8 | 8 | 16,3 |
| | Total | 49 | 49 | 100 |
| Perdidos | Sistema | 1 | 1 | |
| Total | | 50 | 100 | |

A lo largo de las 4 pruebas no se encontraron diferencias significativas en el registro de presiones plantares en función de la dominancia de miembro inferior que presentaba cada sujeto, a excepción del área C1 (metatarsiano I) (Figura 54) donde se vio un incremento significativo de la presión máxima registrada en el lado no dominante tanto en la Prueba 3 ($p=0,039$) como en la Prueba 4 ($p=0,001$).

Figura 54. Registro de presiones plantares en el área C1, para miembro dominante y no dominante, a lo largo de las 4 pruebas.



4. ESTUDIO BAROPODOMÉTRICO DE LOS DIFERENTES GRUPOS DE LESIÓN.

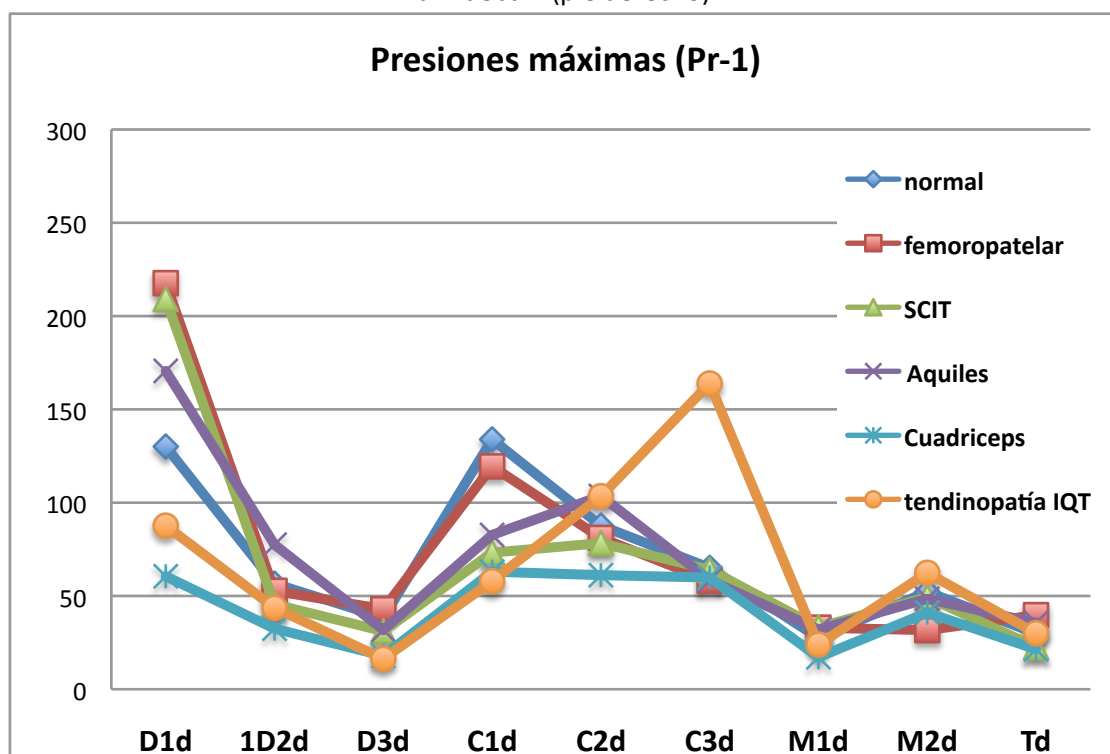
En este apartado se describen los hallazgos baropodométricos dividiendo la muestra en función de las lesiones por sobrecarga localizadas en la extremidad inferior sufridas por los ciclistas. Estas lesiones se han agrupado en 5 bloques: Femoropatelar, SCIT (Síndrome de Cintilla Iliotibial), Tendinopatía Aquilea, Sobrecarga Cuadricipital, Tendinopatía IQT (Isquiotibiales). Otras lesiones aisladas no se incluyen en este estudio dada su escasa frecuencia. Hemos considerado como grupo control a aquellos corredores que no referían patología por sobrecarga en la extremidad inferior. La descripción del análisis de las presiones plantares asociadas a la patología se describe por zonas anatómicas. Se analizarán aisladamente los resultados de cada prueba.

4.a. Análisis de las presiones máximas en cada prueba.

4.a.1 Prueba 1 (80 rpm de cadencia, 100 watt de potencia).

La Figura 55 muestra la distribución de presiones máximas durante el desarrollo de la Prueba 1. A nivel D1 los valores más bajos fueron los registrados en el grupo con patología de sobrecarga del Cuádriceps y los más altos en el grupo de SCIT y patología Femoropatelar. Un dato llamativo es que el grupo con Tendinopatía IQT presentó el valor más alto de presiones medias de todos los grupos en C3, siendo este 1,8 veces mayor que el registrado en D1 en este mismo grupo.

Figura 55. Distribución de presiones máximas plantares en los diferentes grupos de lesión durante la Prueba 1 (pie derecho).



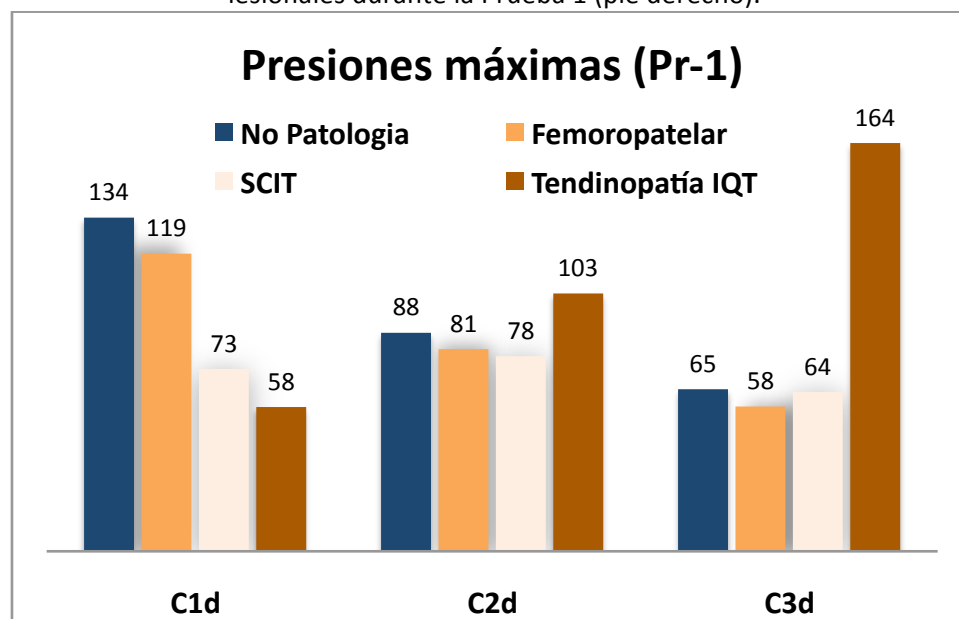
Al analizar la distribución de presiones máximas (Figura 56) se observaron 3 patrones diferentes de distribución.

Los sujetos con Tendinopatía IQT mostraron un incremento progresivo de las presiones máximas a nivel metatarsal hacia el lado externo del pie, pasando de 58 kPa en C1 a 164 kPa en C3. Esta distribución de presiones tuvo una tendencia contraria a la que se observó en el grupo sin patología de sobrecarga de miembro inferior, en el que la presión en C1 era la más alta de la zona metatarsal (134 kPa) y la más baja era en C3 (65 kPa).

Los sujetos con patología Femoropatelar se comportaron igual que los sujetos control.

El grupo de SCIT mostró una distribución más homogénea de presiones en el área metatarsal, alcanzando el valor máximo en la zona central (C2) (78 kPa).

Figura 56. Distribución de presiones máximas en las áreas metatarsales para los diferentes grupos lesionales durante la Prueba 1 (pie derecho).

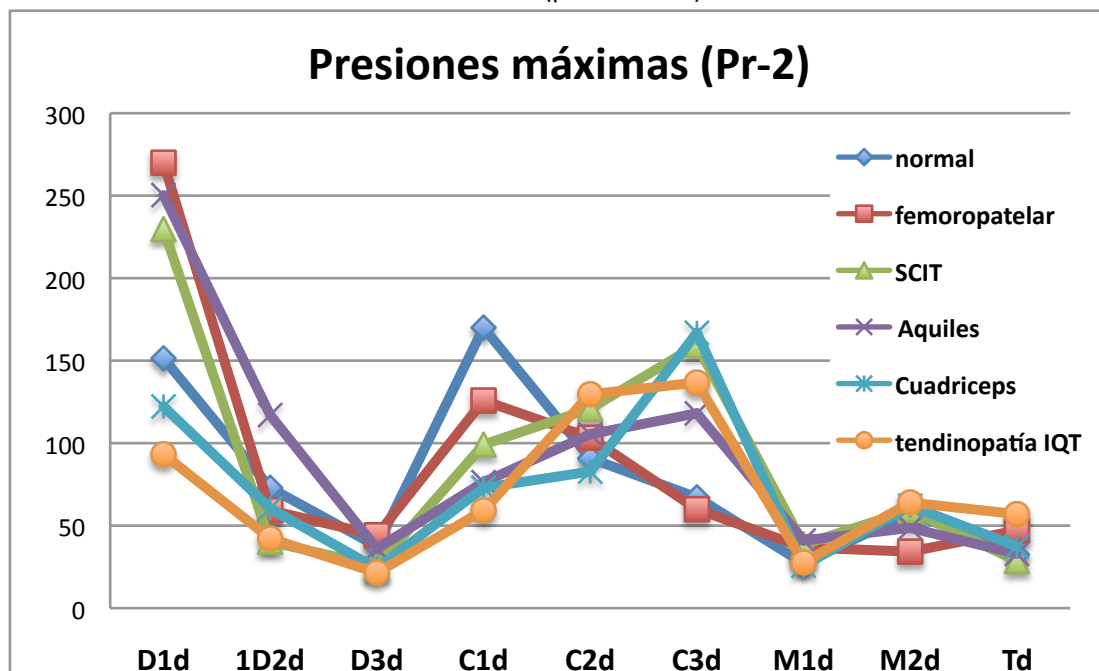


4.a.2. Prueba 2 (100 rpm de cadencia, 100 watt de potencia).

El incremento de cadencia en la Prueba 2 se tradujo en un aumento discreto de la Presión máxima del área D1 (Figura 57).

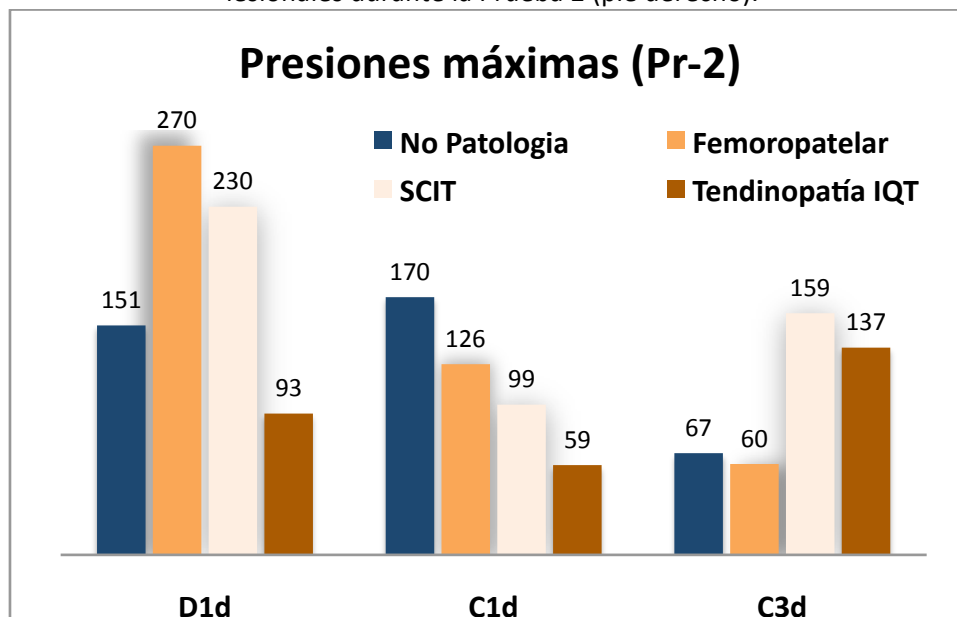
El comportamiento de todos los grupos fue muy similar al de la Prueba 1, salvo en el área C3 donde 3 grupos (Cuadriceps, SCIT y Aquiles) incrementaron su Presión máxima casi el triple a la registrada en la Prueba 1.

Figura 57. Distribución de presiones máximas plantares en los diferentes grupos de lesión durante la Prueba 2 (pie derecho).



La Figura 58 muestra la distribución de presiones máximas por patologías en las áreas D1, C1 y C3. La relación D1/C1 en los sujetos con patología Femoropatelar fue de 2,14, en los sujetos con SCIT fue de 2,32 y en Tendinopatía IQT 1,57, mientras que en los sujetos normales fue de 0,88.

Figura 58. Distribución de presiones máximas en las áreas D1, C1 y C3 para los diferentes grupos lesionales durante la Prueba 2 (pie derecho).

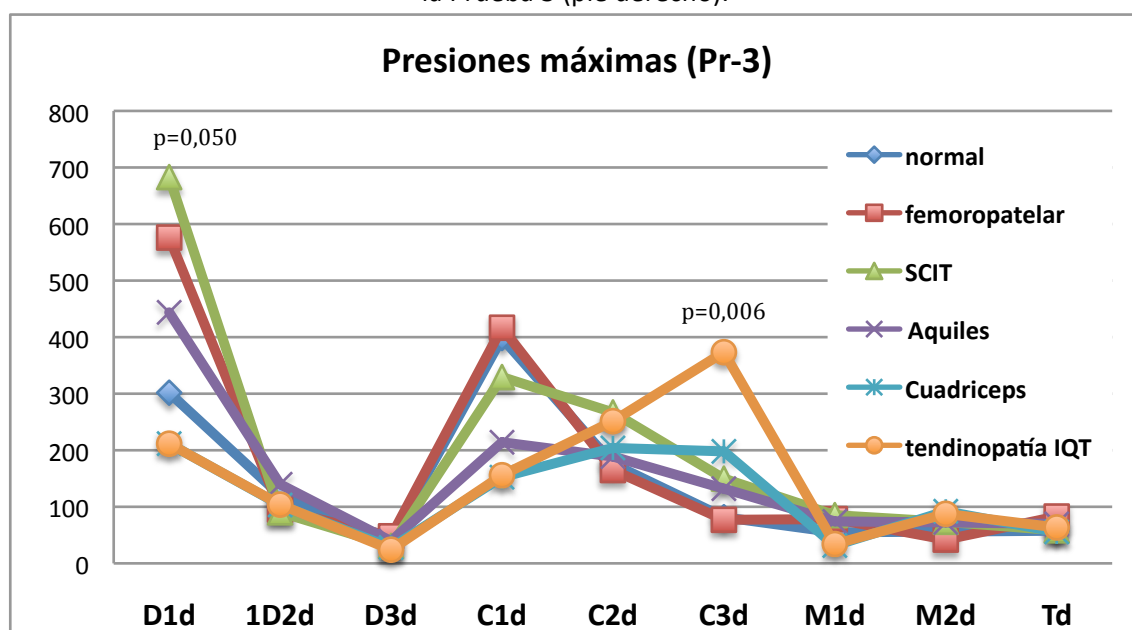


4.a.3. Prueba 3 (100 rpm de cadencia, 200 watt de potencia).

El incremento en wattios, manteniendo constante la cadencia, supuso mayores cambios en la distribución de presiones máximas entre los diferentes grupos lesionales (Figura 59).

Las presiones máximas a nivel D1 mostraron diferencias significativas entre los grupos (Anova, $F=2,378$, $p=0,050$). También se mostraron diferencias estadísticamente significativas entre las presiones máximas registradas a nivel del área C3 ($F=3,716$, $p=0,006$).

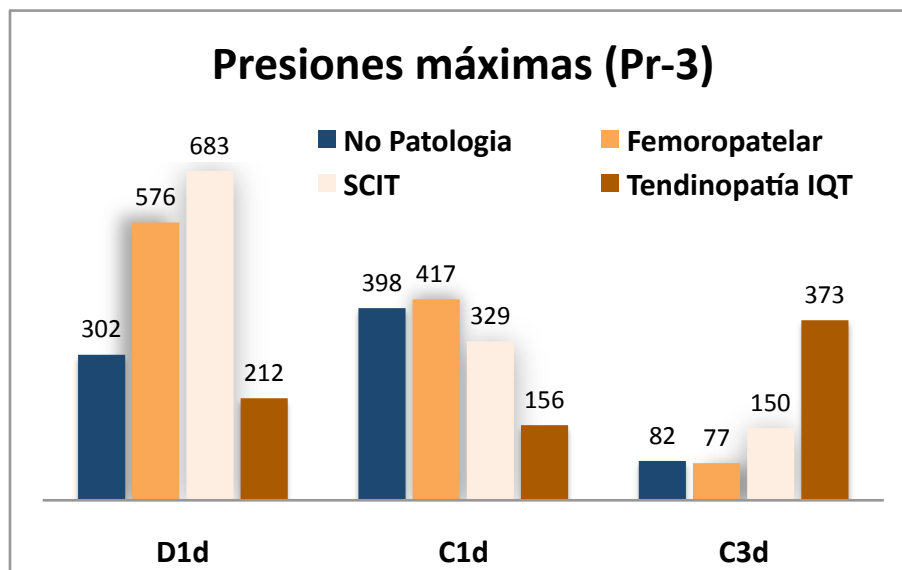
Figura 59. Distribución de presiones máximas plantares en los diferentes grupos de lesión durante la Prueba 3 (pie derecho).



La Figura 60 muestra cómo en el grupo control el patrón normal de distribución de presiones máximas presentaba 2 picos de incremento correspondientes a las áreas D1 y C1. Los grupos correspondientes a SCIT, patología Femoropatelar y Tendinopatía Aquilea mostraron mayores presiones en D1 que en C1, siendo su relación mayor para SCIT (2,07) y Aquiles (2,07), seguida de patología Femoropatelar (1,39). La relación D1/C1 en los sujetos sin patología era de 0,76, es decir, inversa a la de los grupos con las patologías referidas.

A nivel metatarsal, una vez más, los pacientes con Tendinopatía IQT presentaban mayores presiones máximas en el lado externo, al contrario que los sujetos normales y con otras patologías.

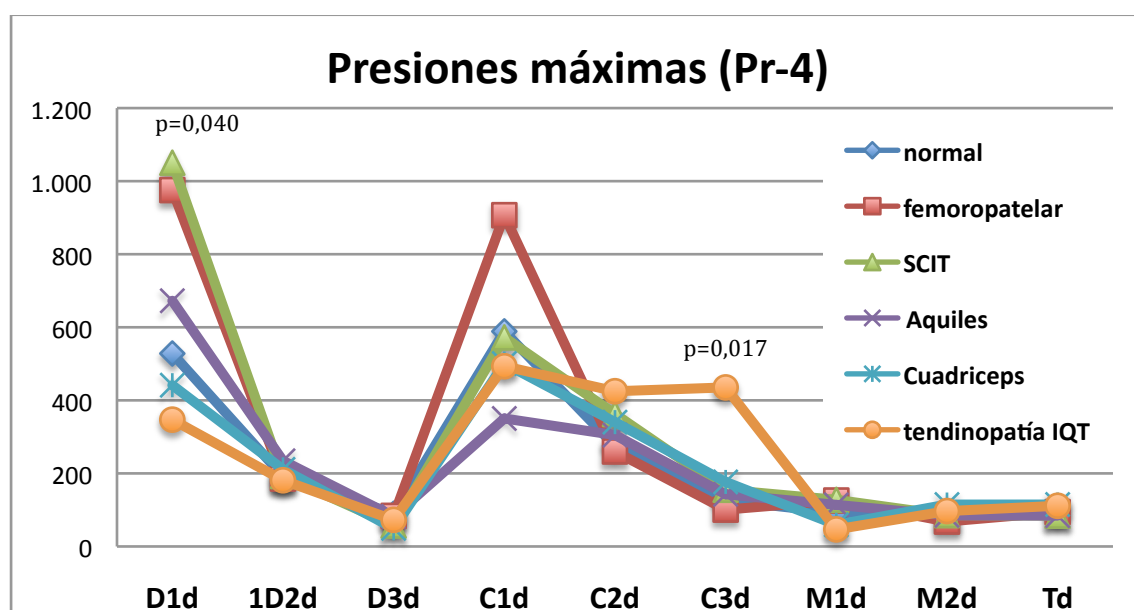
Figura 60. Distribución de presiones máximas en las áreas D1, C1 y C3 para los diferentes grupos lesionales durante la Prueba 3 (pie derecho).



4.a.4. Prueba 4 (100-150 rpm de cadencia, 270-300 watt, posición de pie).

El aumento de potencia y el cambio de posición sentado a de pie en el ciclista duplicó las presiones máximas en casi todas las áreas, especialmente en la zona correspondiente al 1º dedo y 1º metatarsiano (D1 y C1) (Figura 61). Esto resultó especialmente manifiesto en los ciclistas que presentaban historia clínica de patología femoropatelar y SCIT.

Figura 61. Distribución de presiones máximas plantares en los diferentes grupos de lesión durante la Prueba 4 (pie derecho).

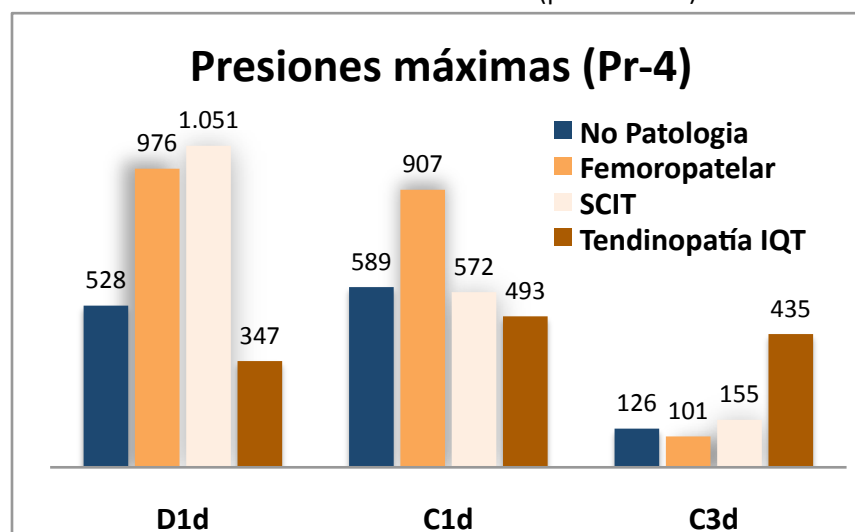


En el área D1 las presiones máximas registradas presentaron diferencias estadísticamente significativas entre los diferentes grupos (Anova $F=2,534$, $p=0,040$).

El grupo de patología Femoropatelar presentó el mayor pico de Presión máxima a nivel de C1, aunque las diferencias entre grupos no fueron estadísticamente significativas. Al igual que en el caso de las presiones totales, los sujetos con Tendinopatía IQT presentaron un pico de Presión máxima a nivel C3 con significación estadística (Anova $F=3,073$, $p=0,017$) en relación al resto de grupos con o sin patología.

Los grupos correspondientes a SCIT, patología Femoropatelar y Tendinopatía de Aquiles mostraron mayores presiones en D1 que en C1 (Figura 62), siendo su relación mayor para Aquiles (1,92), SCIT (1,83) y patología Femoropatelar (1,07). La relación D1/C1 en los sujetos sin patología fue de 0,89, es decir, inversa a la de los grupos con las patologías referidas. El mismo comportamiento se vio en los sujetos con Tendinopatía IQT cuya relación fue de 0,75. Indicando mayor presión en la zona metatarsal que en la digital. A nivel metatarsal todos los grupos mostraron mayores presiones en el lado interno para esta prueba.

Figura 62. Distribución de presiones máximas en las áreas D1, C1 y C3 para los diferentes grupos lesionales durante la Prueba 4 (pie derecho).



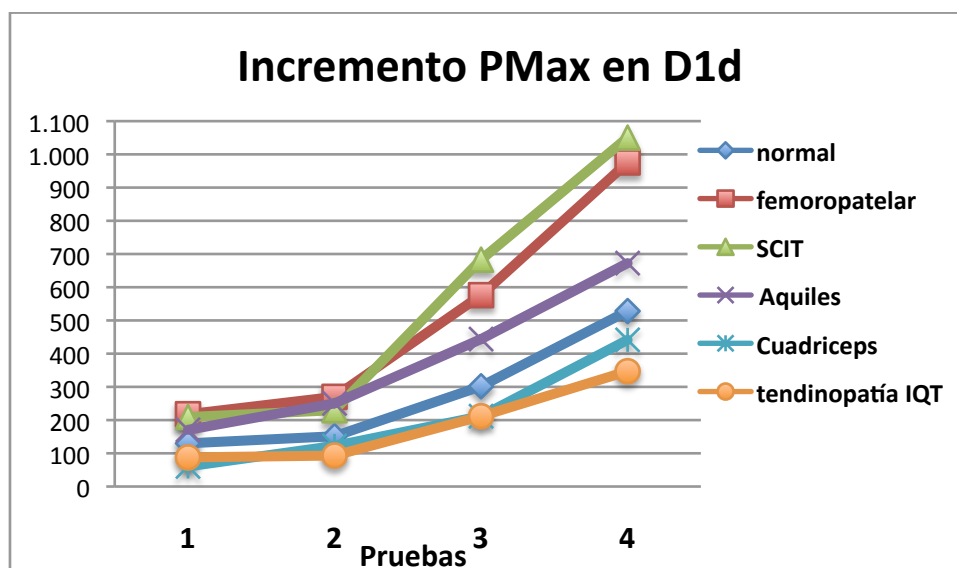
4.b. Incremento de la Presión Máxima a lo largo de las 4 pruebas en relación a la patología de sobrecarga.

En este apartado se presentan las gráficas que recogen los incrementos de Presión Máxima en las diferentes áreas plantares analizadas para los grupos de lesión y grupo sin lesión de sobrecarga en miembro inferior y a lo largo de las 4 pruebas.

Las áreas registradas son D1, C1 y C3, por ser éstas las que ofrecieron datos de mayor relevancia.

En la región D1 (Figura 63) se encontraron diferentes patrones de distribución de presión máxima entre los distintos grupos. A una cadencia constante, el incremento de potencia (paso de Prueba 2 a 3) modificó las presiones máximas a este nivel en todos los sujetos.

Figura 63. Incremento de la Presión máxima en el área del 1º Dedo en los diferentes grupos de lesión y a lo largo de las cuatro pruebas (pie derecho).



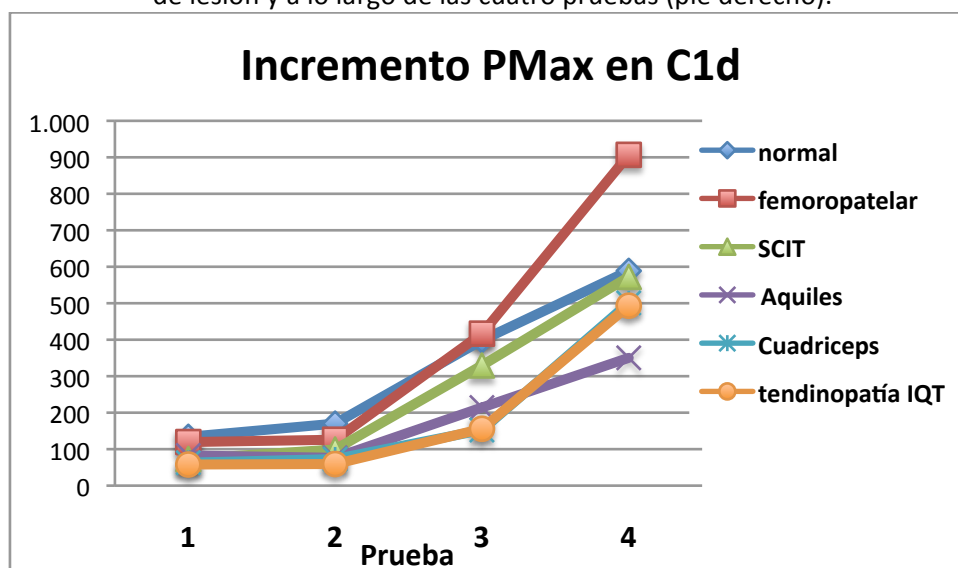
El grupo SCIT, Femoropatelar y Aquiles fueron los que mostraron un mayor incremento de Presión máxima, siendo los sujetos con SCIT los que registraron los valores más altos de estas presiones, triplicando el valor registrado en la Prueba 2 y duplicando el valor registrado en la Prueba 3 para el grupo control (Prueba 3: grupo control 302 kPa y grupo SCIT 683 kPa).

En el paso de la Prueba 3 a la Prueba 4 (incremento de cadencia, potencia y cambio de posición en la bicicleta) los grupos SCIT y Femoropatelar fueron de nuevo los que más incremento de Presión máxima sobre D1 registraron, mostrando además similares proporciones.

En la región C1 se observó el mismo comportamiento de los grupos a lo largo de las pruebas 2 y 3 (Figura 64).

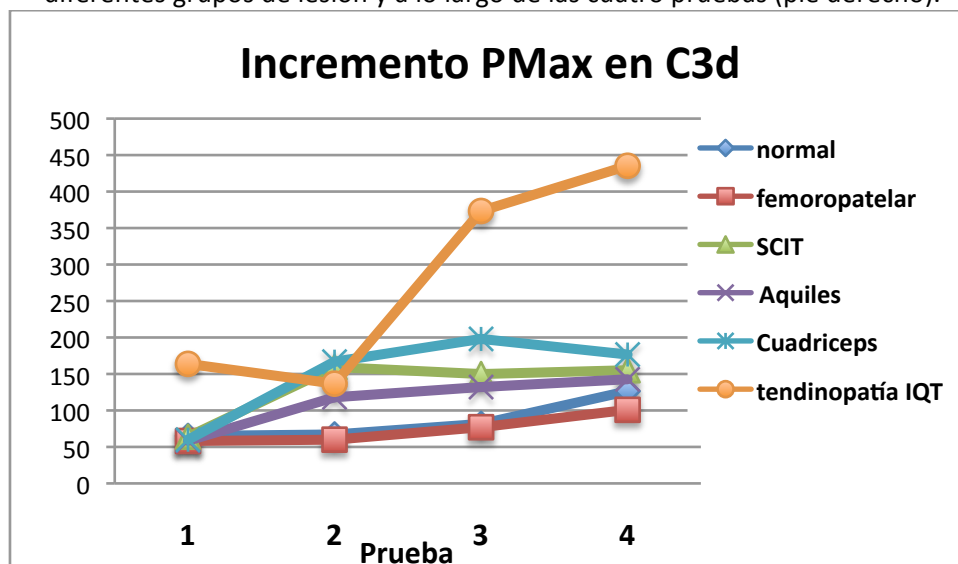
En el paso de la Prueba 3 a la Prueba 4 los grupos de Aquiles y Femoropatelar presentaron una respuesta diferente. El grupo de Femoropatelar pasó de 417 kPa a 907 kPa (incremento x2,2). El grupo de Aquiles pasó de 214 kPa a 350 kPa (incremento x1,7).

Figura 64. Incremento de la Presión máxima en el área del Metatarsiano I en los diferentes grupos de lesión y a lo largo de las cuatro pruebas (pie derecho).



Para el área C3 (Figura 65), el incremento de la potencia en la mayoría de los grupos no se tradujo en un aumento significativo de la Presión máxima, salvo en el caso de los sujetos con Tendinopatía IQT. Estos últimos mostraban en la Prueba 3 un valor de Presión máxima de 373 kPa, esto es 4,6 veces mayor que los sujetos sin patología (82 kPa).

Figura 65. Incremento de la Presión máxima en el área de los Metatarsianos IV y V en los diferentes grupos de lesión y a lo largo de las cuatro pruebas (pie derecho).



El paso de la Prueba 3 a la 4 apenas modificó la Presión máxima en este área para los sujetos control y el resto de grupos, a excepción del grupo con Tendinopatía IQT, que es el que mayor incremento registró, con un valor de Presión máxima de 435 kPa, este registro es 3,5 veces mayor que los sujetos libres de patología de sobrecarga en miembro inferior (126 kPa).

En el caso del grupo de sobrecarga de Cuádriceps se observó el comportamiento contrario, con un descenso de la Presión máxima en C3 en el paso de la Prueba 3 a la Prueba 4.

4.c. Presiones máximas medias de cada grupo de patología por sobrecarga vs Normal, para todas las áreas.

Una vez descritas las relaciones entre los diferentes grupos de patología, se realizó el estudio comparativo de cada grupo de patología con el grupo Normal. Este nuevo apartado tuvo como objetivo introducirse en el estudio pormenorizado de las patologías, aislándolas y contrastándolas con el grupo control.

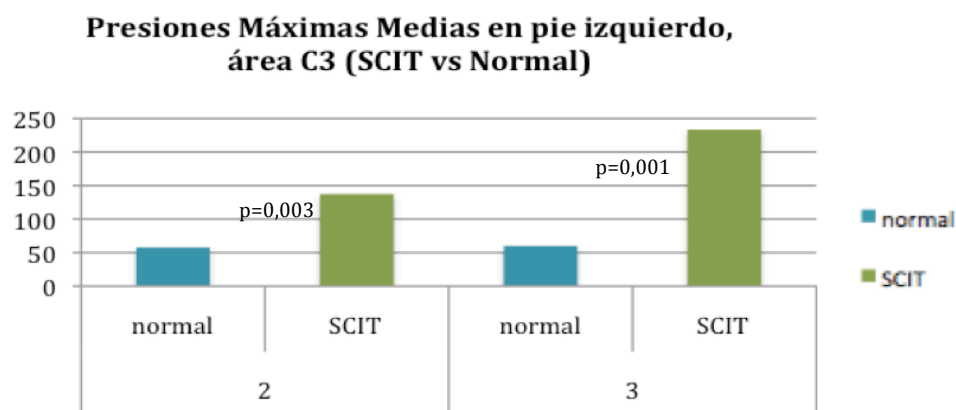
A lo largo de todo el Estudio los resultados que se han mostrado son los del pie derecho, por no haber diferencias significativas en los resultados en relación al pie izquierdo. En este apartado se muestran los resultados de ambos lados, por haberse hallado diferencias significativas en cuanto al patrón de distribución de presiones entre pie derecho y pie izquierdo para determinadas áreas plantares.

De todos los grupos de patologías estudiados: Femoropatelar, SCIT, Tendinopatía de Aquíles, sobrecarga de Cuádriceps y Tendinopatía IQT, solo se encontraron diferencias estadísticamente significativas en los grupos de SCIT (en el área C3) y Tendinopatía de Aquíles (en el área D1 y en el Antepié: D1+D2+D3).

4.c.1. Presiones Máximas medias en grupo SCIT vs Normal para el área C3.

La Figura 66 muestra una diferencia significativa para los grupos de SCIT y Normal, en la que se observó que la Presión máxima en el área C3 del pie izquierdo se incrementaba en el grupo de SCIT tanto en la Prueba 2 (137 kPa en grupo SCIT frente a 57,5 kPa en sujetos sin patología) ($F=10,039$ y $p=0,003$) como en la Prueba 3 (233 kPa en grupo SCIT frente a 59 kPa en grupo Normal) ($F= 31,314$ y $p=0,001$).

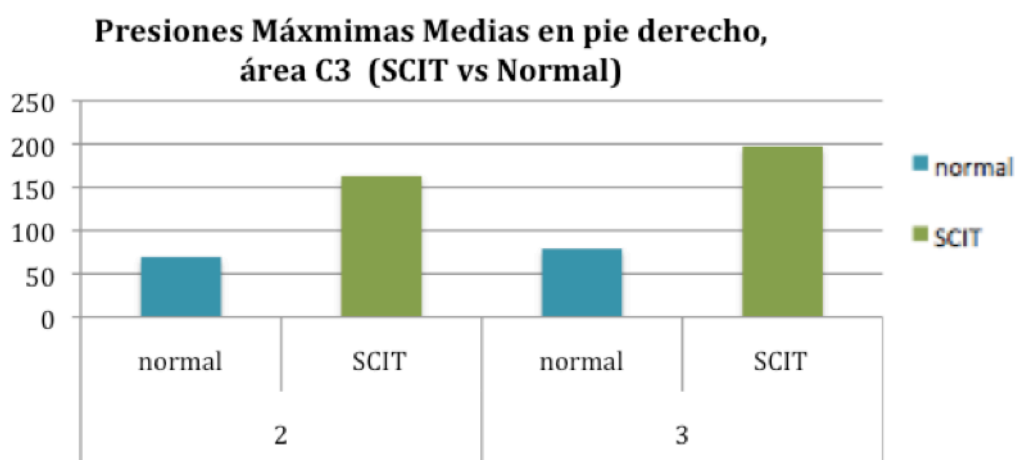
Figura 66. Presiones máximas medias en el área de los Metatarsianos IV y V del pie izquierdo en sujetos con SCIT y grupo control durante las Pruebas 2 y 3.



Este dato concordaba con los resultados obtenidos en el screening epidemiológico de la muestra del estudio baropodométrico, que presentaba mayor número de casos de SCIT con afectación de la pierna izquierda (2 casos afectación bilateral, 3 casos pierna izquierda, 1 caso pierna derecha).

La Figura 67 muestra las presiones máximas medias en el área C3 del pie derecho, donde los valores registrados a este nivel fueron superiores en los sujetos con SCIT, tal y como ocurría en el pie izquierdo, aunque aquí no se encontraron diferencias significativas.

Figura 67. Presiones máximas medias en el área de los Metatarsianos IV y V del pie derecho en sujetos con SCIT y grupo control durante las Pruebas 2 y 3.

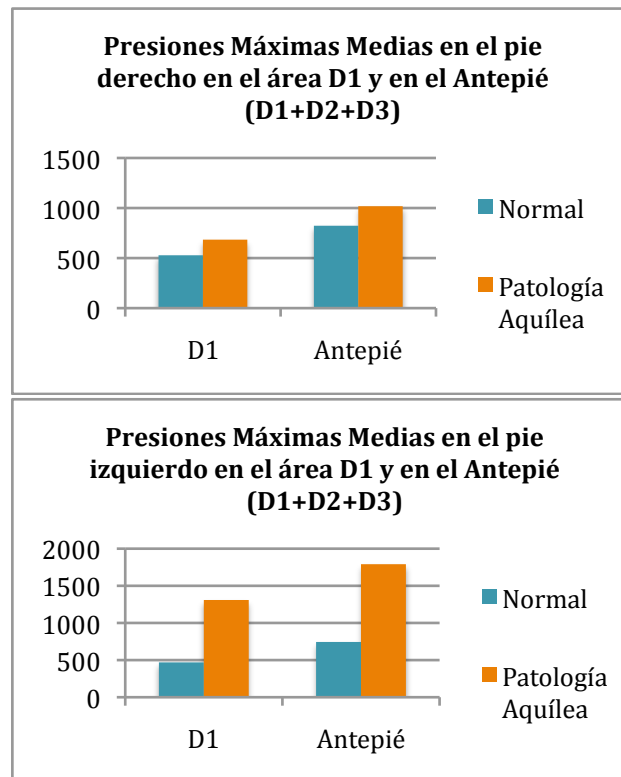


4.c.2. Presiones Máximas medias en grupo de Patología Aquilea vs Normal para el área D1 y Antepié (D1+D2+D3).

En las Figuras 68 y 69 se muestra la diferencia significativa que se encontró en la Prueba 4 (sujeto de pie en la bicicleta) en el pie izquierdo y su ausencia en el pie derecho, en el área D1 ($F= 4,888$ y $p=0,000$) y en área del Antepié ($D1 + D2 + D3$) ($F= 0,803$ y $p= 0,006$), los sujetos con patología Aquilea mostraron registros mayores de Presiones máximas en las zonas de Antepié (1791 kPa) y primer Dedo (D1) (1309 kPa) en contraste con los sujetos normales que registraron 744 kPa en Antepié y 469 kPa en Primer Dedo (D1).

Nuevamente este dato concordaba con los resultados epidemiológicos obtenidos en la muestra del estudio baropodométrico, donde el mayor número de casos de Tendinopatía Aquilea afectaba a la pierna izquierda (1 caso afectación bilateral, 4 casos afectación pierna izquierda).

Figuras 68 y 69. Presiones máximas medias en el área D1 y Antepié del pie izquierdo y el pie derecho en sujetos con Tendinopatía de Aquiles y grupo control durante la Prueba 4.



DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

1. EPIDEMIOLOGÍA.

1.a. ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO DESCRIPTIVO (GA).

El presente trabajo contribuye a conocer la epidemiología de las lesiones sufridas por un grupo relativamente numeroso de ciclistas profesionales, actualmente en activo, en los últimos 4 años de media.

En la literatura solo aparecen 2 estudios relevantes que proporcionen datos epidemiológicos sobre lesiones sufridas por ciclistas de ruta profesionales (Barrios y cols., 1997; Clarsen y cols., 2010). En el más antiguo (1997) se registran las lesiones ocurridas entre los años 1983 y 1995, en aquella época ni los requerimientos técnicos eran tan sofisticados como hoy en día, ni los programas de entrenamiento eran tan exigentes como los actuales. El trabajo más reciente (2010) está más centrado en las lesiones por sobreuso en raquis lumbar y cara anterior de rodilla, en una temporada deportiva concreta, utilizando para ello unos cuestionarios específicamente dirigidos a estas 2 entidades clínicas. Por tanto, estas patologías podrían aparecer incrementadas.

En cuanto a las lesiones traumáticas, la ratio de fracturas obtenida en nuestro estudio fue de un 56,6%, los miembros superiores fueron la localización anatómica más frecuente, con un 65,2% de todas las fracturas registradas, y la Clavícula el hueso más afectado, seguido de los huesos del Carpo y epífisis distal de antebrazo.

Estos hallazgos son bastante similares a los obtenidos en un estudio de 1970 en un grupo de ciclistas amateurs (Bohlmann, 1981). Debemos señalar que nuestro estudio incluye 3 casos de fractura de miembro inferior que afectan a la región de la cadera. Solo se registraron 4 casos de traumatismo craneo-facial (sin riesgo vital). Es importante destacar que durante el tiempo que duró nuestro estudio el uso del casco reglamentario era de carácter obligatorio en todas las competiciones. De hecho, este cambio en la normativa en el ciclismo de elite ha repercutido de manera positiva y notable en la reducción de lesiones graves por traumatismo craneal (Thompson y Patterson, 1998).

El elevado número de fracturas en torno a la cintura escapular y el miembro superior puede ser debido a los mecanismos de caída de estos profesionales. La competición se caracteriza por una reducción del tiempo de reacción en caso de caída o accidente, de esta forma los miembros superiores son utilizados para hacer rodar el cuerpo sobre el hombro de manera que se evite el impacto de la cabeza y cara contra el asfalto. Este mecanismo de protección hace que el hombro sea el primer punto anatómico que entra en contacto con el suelo, exponiendo a los ciclistas profesionales a un mayor riesgo de fractura de clavícula que aquellos ciclistas que no compiten. Resulta llamativo que el 67,1% de las lesiones traumáticas registradas ocurrieron en competición, donde las caídas de grupo son difíciles de prevenir o evitar por la proximidad de unos corredores con otros.

Un estudio epidemiológico reciente sobre 108 ciclistas a lo largo de una temporada revelaba que el 58,3% de los sujetos estudiados habían sufrido lesiones por sobrecarga. Aunque solo el 17% de los casos fueron considerados graves (Clarsen y cols., 2010).

En nuestro estudio, las lesiones por sobrecarga afectaban a un número ligeramente superior de corredores (39), pero solo 4 casos (6,2%) fueron considerados graves por requerir más de 1 mes de reposo deportivo. Los datos referidos por Clarsen et al. (2010) y los de nuestro trabajo difieren de los obtenidos en otros trabajos epidemiológicos sobre ciclismo recreacional. En una serie de 518 ciclistas amateur, el 85% de ellos presentaba lesiones por sobrecarga, aunque solo el 11% fueron consideradas graves (Wilber y cols., 1995).

La localización anatómica más común donde asientan las lesiones por sobrecarga en el grupo estudiado por Clarsen y cols. (2010) fue el raquis cervical (49%), rodilla (41%), cintura pélvica (36%), manos (31%) y raquis lumbar (30%). Los autores de ese trabajo refieren que las sensaciones de disconfort o molestias a nivel de cuello, pelvis, hombro, codo y tobillo/pie no son ordinariamente tenidas en cuenta por los ciclistas profesionales debido a su elevado umbral de tolerancia y no son por tanto consideradas como lesiones por sobrecarga.

En nuestro estudio, las lesiones por sobrecarga supusieron el 46,1% de todas las lesiones registradas. De manera contraria que las lesiones traumáticas, la mayoría de las lesiones por sobrecarga afectaron a los miembros inferiores (64,6%). Un 21,5% de las lesiones a este nivel fueron contracturas o acortamientos musculares que limitaban el rendimiento de los ciclistas en entrenamientos y competición por periodos breves de tiempo. Los músculos Isquiotibiales y Cuádriceps fueron los grupos musculares más frecuentemente afectados, cabe destacar las demandas fisiológicas de estos músculos en el ciclismo de ruta (Watsford y cols., 2010). Estas lesiones musculares en compartimento anterior y posterior del muslo solo representan un 6.4% de los registros del estudio de Clarsen y cols. (2010), lo cuál está en discrepancia con los resultados obtenidos en nuestro trabajo.

En cuanto al diagnóstico de “contractura” y “acortamiento” muscular, debemos tener en cuenta algunas consideraciones. Aquellos profesionales más familiarizados con el mundo de la preparación física no utilizan el mismo concepto de “contractura muscular” que los profesionales sanitarios (Médicos, Fisioterapeutas) y presentan ciertas dificultades para diferenciar a nivel clínico una contractura de una retracción o acortamiento muscular. En algunos deportes, como el ciclismo en ruta profesional, los sujetos desarrollan acortamientos en determinados grupos musculares (Iliopsoas, Isquiotibiales) como respuesta adaptativa a la posición mantenida sobre la bicicleta, esto tiene una implicación clínica de importancia en el equilibrio muscular Lumbo-pélvico aunque, curiosamente, haya autores que no las consideren como lesiones deportivas (Fuller y cols., 2006).

Las “contracturas” musculares suponen un acortamiento y contracción muscular mantenida y reversible debida al sobreuso, inducidas en gran medida por la repetición de contracciones excéntricas y concéntricas. Esta expresión clínica ha sido relacionada con microlesiones de la fibra muscular (Hartmann y Mester, 2000) y con incrementos de la

concentración de Creatin-kinasa en plasma (Davies y cols., 1982; Sastre y cols. 1992). En nuestra opinión los ciclistas profesionales presentan un elevado número de “contracturas” musculares presumiblemente debido a la reiteración de contracciones excéntricas y concéntricas durante el ciclo de pedaleo. Las contracturas deben ser por tanto consideradas como lesiones por sobreuso y su incidencia merece más atención dentro de las lesiones deportivas. El hecho de pasar por alto este tipo de lesiones musculares, como lesiones por sobrecarga, tiene más que ver con errores diagnósticos que con una baja incidencia de las mismas, lo cuál supone una imagen sesgada del índice global de lesiones por sobrecarga.

En cuanto a las lesiones por sobrecarga que asientan en rodilla, el diagnóstico mas frecuentemente registrado en nuestro estudio es el Síndrome de la Cintilla Iliotibial, con 9 casos de los 24 (12,8%) en los que esta articulación estaba implicada. Esto coincide con el creciente interés que despierta la afectación de esta patología en ciclistas de ruta en la literatura del deporte (Holmes y cols., 1993). A pesar de que en el estudio con mayor número de muestra sobre lesiones de sobrecarga en ciclismo profesional en ruta que se haya publicado en la literatura, el equipo de Clarsen (Clarsen y cols., 2010) no haga ninguna referencia al síndrome de la Cintilla iliotibial. Una posible explicación a esta discrepancia podría ser la falta de diagnóstico o infravaloración de esta entidad clínica por parte de los servicios médicos del equipo.

En cuanto al dolor anterior de rodilla, Clarsen y cols. (2010) registraron síntomas relacionados con este cuadro clínico en el 36% de los ciclistas entrevistados a través de sus cuestionarios, aunque solo el 26% necesitó tratamiento médico para su resolución. Esto autores tampoco especificaban el diagnóstico clínico bajo el que se encuentra el dolor anterior de rodilla (Clarsen y cols., 2010). En nuestro estudio, las lesiones de rodilla estuvieron presentes en el 36,9% de los ciclistas entrevistados. Solo un 6,1% de los casos necesitó asistencia medica por dolor anterior femoropatelar. Esta baja incidencia de casos de dolor anterior de rodilla en nuestro estudio puede ser debida a la especial atención que prestan los equipos ciclistas a la modificación de los programas de entrenamiento y el tratamiento precoz de Fisioterapia, tan pronto como empiezan a aparecer los primeros síntomas de dolor femoropatelar.

Otro factor que se presenta diferente en los ciclistas de elite y los recreacionales es la duración de los periodos de reposo deportivo necesarios para la recuperación de las lesiones. Wilber y cols. (1995) destacaron en su estudio que los ciclistas recreacionales que sufrían lesiones graves por sobreuso, tuvieron que interrumpir la práctica deportiva por una media de 43 días y que en 14 casos tuvieron que abandonar el ciclismo por dichas lesiones.

En los ciclistas profesionales, que también han sufrido lesiones graves por sobrecarga, se observan tiempos más bajos de reposo deportivo para su recuperación. En nuestro trabajo, el 93,8% de las lesiones por sobrecarga requirieron menos de 4 semanas de reposo para su recuperación. En este sentido, nuestros resultados coinciden con los obtenidos en el reciente trabajo de Clarsen y cols. (2010). Pensamos que un alto grado de motivación de cara a la competición, así como una mejora en la asistencia médica en los

equipos ciclistas profesionales en lo relativo a tratamiento, prevención y preparación física, así como el trabajo multidisciplinar en torno al ciclista, favorecen un diagnóstico precoz y una recuperación más rápida. Estas podrían ser las claves para reducir los tiempos de reposo deportivo en ciclistas profesionales, tal y como se refiere en un estudio realizado con ciclistas de elite británicos (Callaghan y Jarvis, 1996).

1.b. ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO COMPARATIVO (GH VS GA).

Este es el primer trabajo que estudia los cambios en la incidencia y en el patrón de lesiones músculo-esqueléticas en ciclistas de élite durante la última década. Los ciclistas profesionales todavía en activo durante el tiempo de recogida de datos para este estudio descriptivo epidemiológico (temporadas 2008 y 2009), tenían casi el doble de riesgo de lesión traumática que aquellos que competían entre los años 80 y 90. La ratio lesión/ciclista para las lesiones traumáticas pasó de 0,523 a 1,151 en 15 años.

Aunque las lesiones traumáticas eran más frecuentes en el GA, estas revestían menor gravedad. Este grupo actual tenía solo un 10,5% de las lesiones traumáticas clasificadas como 3 o más de acuerdo con la *Abbreviated Injury Scale* (AIS). En el GH las lesiones traumáticas más severas (AIS de 3 o más) sumaban un 49,9%, de hecho se recogen en este grupo 4 casos de traumatismos con riesgo vital (11,7%). En uno de dichos casos, el traumatismo craneoencefálico sufrido por el ciclista le ocasionó la muerte. Cabe mencionar que este ciclista no llevaba el casco en el momento del traumatismo porque su uso no era obligatorio en aquella época.

Por el contrario, en el GA no se recoge ningún caso de lesión traumática con riesgo vital, aunque hay un discreto aumento en el número de lesiones cráneo-faciales, ninguno de los 6 casos registrados (2 traumatismos craneales y 4 fracturas de huesos faciales) supuso gravedad. Es importante tener en cuenta que durante la década del 2000-2010 se impuso la norma obligatoria del uso del casco por parte de los ciclistas en todas las competiciones, mejorando así la seguridad en los deportistas y reduciendo notablemente la gravedad de los traumatismos craneales (Thompson y Patterson, 1998).

Diversos estudios sobre incidencia de lesión craneal en ciclistas recreacionales han revelado una asociación clara entre el aumento del uso del casco en la población y la reducción del riesgo de lesión por traumatismo craneal (Thompson y cols., 2000; Macpherson y Spinks, 2008).

Otro cambio interesante en la incidencia de lesiones traumáticas durante la última década es el bajo porcentaje de fracturas de cintura escapular. Las fracturas de clavícula y cabeza humeral son alrededor de 1/3 menos frecuentes en el GA. Sin embargo las fracturas del 1/3 distal de la extremidad superior (codo, antebrazo, muñeca y mano) pasan de un 20,5% del GH a un 39,4% en el GA.

No existe un argumento convincente que pueda explicar esta variación. Los mecanismos de caída en ciclismo en ruta son responsables de que se mantenga una incidencia alta de lesiones traumáticas en cintura escapular y extremidad superior. El aumento de la velocidad en carrera y el hecho de que los grupos de corredores sean más compactos (mayor número de ciclistas participando por etapa) hacen que las caídas sean más frecuentes. Además, durante el ritmo de competición el tiempo de reacción por parte del ciclista en caso de caída o accidente se reduce, haciendo que el ciclista utilice sus miembros superiores para proteger su cabeza y cara de ser golpeadas contra el asfalto, siendo el hombro la primera estructura en impactar contra el suelo, seguido de codo y mano. Este mecanismo de caída hace que los ciclistas profesionales estén expuestos a altos índices de riesgo lesional traumático tanto en hombro como en extremidad superior.

En cuanto a las lesiones por sobrecarga, la ratio de riesgo muestra un aumento en la última década pero con menos impacto que el observado en las lesiones traumáticas. El factor más relevante en las lesiones por sobrecarga es el cambio del patrón clínico lesional en los ciclistas del GA con respecto a los del GH. En el GA hay un predominio de lesiones de tipo muscular y una disminución de las lesiones tendinosas. En el GH, las lesiones musculares que requirieron reposo deportivo se referían solo a las relativas al raquis Lumbar (7 casos, 13,4%), ningún ciclista refirió contracturas paravertebrales cervicales ni ningún tipo de lesión muscular por sobrecarga en piernas. Por el contrario, los ciclistas del GA refieren contracturas en musculatura paravertebral, tanto cervical como lumbar, en una elevada proporción (29,2%).

En un estudio reciente sobre lesiones por sobrecarga en ciclistas profesionales de ruta durante una temporada concreta, se encontró que el dolor lumbar bajo era el síntoma más prevalente en ese grupo (58%). De acuerdo con las entrevistas, el 41% necesitó asistencia médica sin ingreso hospitalario, aunque algunos de ellos se vieron obligados a perder días de entrenamiento (11,9%) o competición (5,5%) por culpa del dolor (Clarsen y cols., 2010). A pesar de que estas cifras aparecen un poco más elevadas que en nuestro estudio (12,8% ciclistas que pierden días de competición o entrenamiento por lumbalgia), no hay diferencias significativas.

Uno de los cuestionarios del estudio de Clarsen y cols. (2010) era específico para el registro de casos de patología lumbar, por tanto los resultados obtenidos deben ser considerados con precaución ya que el empleo de cuestionarios específicamente orientados puede conducir a una sobreestimación de los síntomas. En nuestra experiencia, algunas lesiones de sobrecarga como la cervicalgia y la lumbalgia, así como otras relacionadas con la posición del ciclista sobre la bicicleta tales como molestias en región glútea o sensación de disconfort en hombro, muñeca, tobillo y pie, no suelen ser tenidas en consideración por parte del ciclista ya que para ellos son algias leves, habituales y que no condicionan, al menos de manera consciente, su rendimiento deportivo.

Las entrevistas realizadas al GA muestran 12 casos (18,5%) de contracturas o sobrecarga muscular en miembro inferior que implican reposo deportivo por cortos periodos de

tiempo, no habiendo ningún caso en el GH. Los grupos musculares más afectados son Isquiotibiales y Cuádriceps. Este hecho puede ser explicado por la alta demanda fisiológica de dichos músculos en las técnicas actuales de pedaleo (Watsford y cols. 2010). En los años 1983-1995 (GH), ni los requerimientos técnicos eran tan sofisticados, ni los programas de entrenamiento tan exigentes como hoy en día. Este tipo de lesiones musculares por sobrecarga en la musculatura anterior y posterior del muslo solo son referidas en un 6,4% de los casos del estudio de Clarsen y cols. (2010), esto difiere de los resultados obtenidos en nuestro estudio. La razón puede ser el empleo de cuestionarios tan altamente específicos para detectar otro tipo de lesiones.

Los cambios en la naturaleza de las lesiones por sobrecarga durante la última década están claramente demostrados en este estudio, donde fueron analizados tanto la incidencia como el tipo de lesiones de la rodilla. En el GH la incidencia de lesiones por sobrecarga en la rodilla llegó al 63,4% de los casos, siendo el dolor anterior de rodilla el 57% de las lesiones y la condropatía femoropatelar la entidad clínica más frecuentemente diagnosticada (Barrios y cols., 1997).

Por contra, en el GA, los casos de patología femoropatelar descendieron del 28,8% hasta el 6,1%, siendo más frecuentes los casos de tendinopatía rotuliana (12,3%). En concordancia con nuestro estudio, el grupo de Clarsen (Clarsen y cols., 2010), también refleja una incidencia menor en el dolor anterior de rodilla, si bien estos hallazgos clínicos fueron obtenidos a través de un cuestionario específico dirigido. Sería interesante conocer una descripción detallada del diagnóstico clínico subyacente para el dolor anterior de rodilla en dicho trabajo.

En cualquier caso, el dolor femoropatelar continúa siendo relativamente frecuente en las lesiones por sobrecarga en los ciclistas en ruta. Su etiología en ciclismo no se conoce bien del todo, aunque hay diversos factores biomecánicos y morfológicos que están implicados tales como desalineamiento patelar, disimetría de miembros inferiores, desequilibrio muscular, presencia de varo o valgo de rodilla, marcada pronación en la articulación subastragalina, alteraciones morfológicas del antepié, desalineamientos del retropié y acortamiento muscular en musculatura de la cintura pélvica (van Zyl y cols., 2001; Hadala y cols., 2011). También se consideran relevantes los factores relacionados con los reglajes de la bicicleta, tales como altura del sillín, posición de las calas, tipo de cala y zapatilla y longitud de bielas (van Zyl y cols., 2001).

La disminución en la incidencia de la patología anterior de rodilla por sobrecarga en nuestro estudio puede ser justificada por la especial atención de los equipos ciclistas profesionales al análisis de estos factores, como parte del programa de prevención de lesiones. Además el departamento Médico de estos equipos suele estar más concienciado de la importancia de las modificaciones del entrenamiento y de la aplicación de tratamientos de Fisioterapia en cuanto empiezan a aparecer los primeros síntomas de lesión.

Aunque es cierto que existe una relación entre la afectación del cartílago rotuliano y el dolor anterior de rodilla por un desalineamiento patelar, en nuestra experiencia hay un factor menospreciado de dolor femoropatelar en ciclismo que es la presencia de la plica sinovial. La fricción femoropatelar prolongada durante el ciclo de pedaleo deriva en una plica sinovial sintomática, ya sea medial o lateral. En nuestra práctica clínica diaria con deportistas, esta entidad clínica es habitualmente diagnosticada tanto en ciclistas recreacionales y amateurs como en profesionales. En nuestra opinión, esta entidad clínica debería ser tenida en cuenta y evaluada siempre que estemos ante un ciclista con dolor femoropatelar.

Otra lesión por sobrecarga que afecta al área de la rodilla y que ha cobrado protagonismo en esta última década, pasando del 3,8% en el GH al 12,8% en el GA, es el Síndrome de la Cintilla Iliotibial. Los factores mecánicos durante el ciclo de pedaleo no se muestran como origen claro del aumento de la incidencia de esta entidad clínica en la actualidad. Mas bien, el aumento de la fricción de la cintilla iliotibial se relaciona con una incorrecta posición de la altura del sillín (sillín muy alto), disimetrías o cambios de planificación del entrenamiento (variaciones de intensidad y carga sin respetar la progresión) (Farrell y cols., 2003).

Esta patología está ganando interés en la literatura referente a lesiones por sobrecarga en ciclismo, en todas sus modalidades y niveles de práctica (Holmes y cols., 1993; Farrell y cols., 2003; Wanich y cols., 2007; Tuite, 2010).

En los 2 grupos de ciclistas estudiados (GH y GA) solo se detectó un caso de dolor muscular y pérdida de fuerza relacionado con endofibrosis de Arteria Iliaca. Este ciclista pertenecía al GH, su diagnóstico fué confirmado por ateriografía digital y se le practicó una angioplastia, pero nunca recuperó su nivel de entrenamiento previo. Clarsen y cols. (2010) describen también un único caso en su grupo de 109 ciclistas de elite.

Aunque algunos estudios le hayan dado cierta relevancia a esta entidad clínica, en los ciclistas profesionales parece que la magnitud del problema ha estado sobrevalorada (Wijesinghe y cols., 2001; Abraham y cols., 2004; Bender y cols., 2004).

2. BAROPODOMETRÍA.

2.a. ESTUDIO BAROPODOMÉTRICO DESCRIPTIVO.

Tal y como se ha citado en la Introducción, el estudio de las presiones plantares es la única forma de conocer, hoy en día, cuál es el comportamiento de las fuerzas aplicadas en cada una de las áreas del pie (Cavanagh y cols., 1992). El sistema Biofoot[®] es uno de los dispositivos validados a nivel internacional para el análisis de las presiones plantares (Martínez-Nova y cols., 2007), junto con otros como el Novel Pedar[®] (Putti y cols., 2007). Los valores de cadencia y potencia escogidos para determinar las pruebas de nuestro protocolo se hicieron de acuerdo con los valores reales registrados en competiciones

tales como el Tour de Francia, Vuelta a España y Giro de Italia y publicados por otros autores (Lucía y cols., 2001).

El propósito de este estudio es describir el patrón de distribución de presiones plantares en un grupo representativo de ciclistas de ruta profesionales. Otros trabajos a este respecto han sido publicados con anterioridad, aunque con una muestra más reducida en la que sólo se incluían 12 sujetos (Sanderson y cols., 2000). En otros la muestra era de 23 ciclistas pero el grupo estaba formado tanto por ciclistas de élite como amateurs (Sanderson y Hennig, 1993).

Los resultados obtenidos en nuestro estudio se corresponden con los descritos por Sanderson y cols. (2000) quienes ya destacaban la importancia del primer radio (áreas D1+C1) por ser la estructura del pie que mayor Presión recibe en todas las pruebas realizadas. Este estudio analizaba los diferentes comportamientos baropodométricos ante los cambios de las variables de Cadencia y Potencia, manteniendo invariable la posición de sentado del ciclista sobre la bicicleta. Este estudio muestra cómo el aumento de las variables de cadencia y potencia suponen un aumento en los valores registrados de presiones plantares (Sanderson y cols., 2000), esto concuerda con los resultados obtenidos en nuestro trabajo.

Además nuestro estudio contempla la distribución de dichas presiones cuando el ciclista pedalea de pie en la bicicleta, por considerar esta posición como habitual en determinados momentos del desarrollo de la competición y por evidenciarse cambios significativos en el patrón de distribución baropodométrico, todo ello en relación a los hallazgos epidemiológicos obtenidos, concretamente en patología tendinosa de Aquiles.

El estudio de presiones plantares en corredores con pie pronado muestra cómo en estos sujetos hay un aumento de las cargas bajo la cabeza del 1º metatarsiano y el hallux (Schnabel y cols., 1994). Un estudio de presiones plantares en un grupo de ciclistas mostró un comportamiento similar durante el ciclo del pedaleo en ciclistas con pie pronado (Hennig y Sanderson, 1993).

En concordancia con estos trabajos previos, nuestro estudio también muestra diferencias significativas en el registro de presiones máximas en el área del mediopié interno (M1), en donde los ciclistas profesionales con pie pronado presentan presiones máximas más altas que aquellos con el pie supinado. Estas diferencias se encontraron en la prueba 1 (80 rpm de cadencia y 100 wattios de potencia).

Al aumentar la cadencia de 80 a 100 rpm, permaneciendo la potencia constante, se produjo una disminución de la presión en el área M1 (mediopié interno). Del mismo modo otro estudio ponía de manifiesto una disminución significativa de las presiones plantares bajo el 1º radio cuando se aumentaba la cadencia de 60 a 100 rpm (Amoroso y cols., 1992).

Por otro lado, Sanderson y Hennig (1993) refieren en su trabajo que un aumento de la potencia supone un incremento de la pronación del antepié. Nuestros resultados también pusieron de manifiesto un aumento significativo de presiones en el antepié interno en los sujetos con pronación cuando se aumentaba el parámetro de potencia. En nuestro caso

no solo se aumentó la potencia sino también el grado de libertad de la cadena cinética del miembro inferior poniendo de pie al ciclista en la bicicleta.

Un trabajo reciente con 44 ciclistas no profesionales concluía que la fórmula metatarsal no es un valor a tener en cuenta a la hora de determinar la posición de las calas (Ramos y cols., 2011). El análisis baropodométrico de nuestro estudio también contemplaba la fórmula metatarsal, si bien este parámetro no supuso modificaciones en el patrón de distribución de presiones plantares a lo largo de las diferentes pruebas, salvo en algún área específica y para alguna prueba aislada. En nuestra opinión, estos resultados se justificarían por la rigidez del material de las zapatillas de los ciclistas (fibra de carbono) que anula en gran medida la movilidad de articulaciones de Lisfranc y metatarsofalángicas.

En la literatura se recogen trabajos sobre la influencia de la posición de las calas en el desarrollo de la potencia del pedaleo y en las lesiones por sobrecarga del miembro inferior, especialmente aquellas que asientan en la rodilla (Ericson y Nisell, 1986; Ericson y cols., 1986; Ericson y Nisell, 1987; Mandroukas, 1990). Otros autores han estudiado la repercusión de las variaciones en la posición de las calas sobre el miembro inferior, determinando que el ciclo del pedaleo es más efectivo con una posición adelantada de la cala (Mandroukas, 1990). Si bien la posición de las calas puede ser un factor de riesgo de lesiones por sobrecarga en rodilla, no existe un criterio claro para su ajuste (Ramos y cols., 2011).

Nuestros resultados contemplan solo el tipo de calas (con más o menos movilidad) y no su ubicación (más anterior o posterior respecto al 1º metatarsiano). En este sentido no hemos encontrado cambios significativos en cuanto al patrón de distribución de presiones plantares salvo en la prueba de cadencia 80 rpm y potencia 100 watt.

En los sujetos con calas móviles se favorece una dispersión de presiones plantares en la cabeza del 1º metatarsiano, que es una de las estructuras que más sufren en el ciclo del pedaleo. Cuando aumentan la cadencia y la potencia, estas diferencias en función del tipo de calas no se muestran tan evidentes. Creemos que esto es debido a que cuando aumenta la cadencia y potencia, el tiempo de ejecución del pedaleo es menor y por tanto la pivotación sobre la cala también se vería reducida.

Habitualmente en los estudios con ciclistas se utiliza la medición del torque para valorar las posibles asimetrías en el ciclo del pedaleo relacionadas con la dominancia del miembro inferior. El miembro dominante suele ser el que más potencia desarrolla durante la fase positiva del pedaleo, mostrándose más relevante la acción del miembro no dominante en la fase negativa del mismo. No obstante existen variaciones intrasujeto que hacen más o menos evidentes las diferencias entre el miembro dominante y el contralateral (Smak y cols., 1999).

El objetivo de nuestro estudio, al valorar la dominancia en el pedaleo, no ha sido obtener el comportamiento neto de la fuerza que el pie transmite sobre el pedal, sino describir el patrón de distribución de presiones plantares en función de las diferentes áreas anatómicas en el lado dominante y en el contralateral.

En nuestros resultados se muestra cómo en las pruebas de potencia más baja, el área correspondiente al 1º metatarsiano no presenta diferencias en los valores de presión máxima registrados entre el lado dominante y el contralateral. Por el contrario, en la Prueba 3, que implica un incremento en el desarrollo de la potencia, sí existen diferencias significativas. El miembro no dominante es el que registra mayor valor de presión máxima en el área del 1º metatarsiano. En la Prueba 4, cuando el ciclista se pone de pie sobre la bicicleta, esta diferencia se acentúa.

En nuestra opinión, al igual que contemplan otros autores (Carpes y cols., 2010), este comportamiento estaría más relacionado con el grado de control neuromuscular y propioceptivo en el lado dominante durante el ciclo del pedaleo y no tanto con la capacidad de desarrollo de potencia del mismo, que presenta una distribución más homogénea de presiones por áreas.

Clark y Potter (2011) destacan la relación entre miembro dominante, mayor desarrollo de potencia y presencia de lesiones previas en relación al miembro contralateral. En nuestro estudio, al igual que en el de Clark y Potter (2011), existe una relación entre el lado donde asienta la patología y la dominancia de miembro inferior.

2.b. ESTUDIO BAROPODOMÉTRICO POR GRUPOS DE LESIÓN.

En la literatura no existe ningún artículo que relacione presiones plantares y lesiones en ciclismo de élite. Aunque sí los encontramos en otras disciplinas deportivas como Fútbol (Queen y cols., 2009) y corredores recreacionales (Ribeiro y cols., 2011). Este es el primer trabajo que relaciona los hallazgos epidemiológicos obtenidos en un grupo de 50 ciclistas de ruta profesionales con su patrón baropodométrico.

Las patologías por sobrecarga que mostraron diferencias significativas en su patrón de distribución de presiones plantares en relación a los sujetos libres de lesión, fueron el Síndrome de Cintilla Iliotibial y la Tendinopatía de Aquiles. Ambas entidades clínicas tienen marcada incidencia en el ciclismo de ruta (Holmes y cols., 1993; Callaghan, 2005; Cosca y Navazio, 2007).

Desde 1975 (Renne, 1975) se relaciona el Síndrome de Cintilla Iliotibial (SCIT) con la biomecánica de la rodilla y el aumento de la fricción de la Cintilla Iliotibial sobre el epicóndilo o tubérculo femoral externo durante la actividad deportiva (Holmes y cols., 1993). Esta fricción se ve favorecida por la continua alternancia de movimientos de flexoextensión de la rodilla en un arco de 0º a 30º, especialmente alrededor de los 30º, donde la Cintilla Iliotibial pasa de una posición anterior (rodilla en extensión completa) a colocarse de forma posterior o encima del tubérculo femoral, siendo éste el momento de mayor fricción (Orchard y cols., 1996).

Si bien es cierto que hay otros autores que se muestran contrarios a estas teorías, basando su discrepancia en las características anatómicas de la Fascia Iliotibial. Dichos autores sugieren que el movimiento de fricción de la Cintilla sobre el cóndilo femoral no es real, sino una percepción secuencial de la transmisión de tensión desde las fibras

anteriores de la Fascia hacia las posteriores durante la flexión de rodilla. Por tanto este Síndrome sería debido a fuerzas compresivas y no de fricción (Fairclough y cols., 2007).

Las causas que se han propuesto como origen del Síndrome de la Cintilla Iliotibial (SCIT) en ciclismo son variadas y van desde las alteraciones anatómicas estructurales: disimetrías de miembro inferior, genu varo o rotación externa de Tibia de más de 20º hasta la posición del ciclista sobre la bicicleta, pasando por los cambios de planificación del entrenamiento (aumentos bruscos de intensidad y carga) (Holmes y cols., 1993).

Aunque la modificación del ángulo de flexión de rodilla a través del posicionamiento de la altura del sillín es una buena medida preventiva, no debemos pasar por alto que cuando el ciclista se pone de pie en la bicicleta se produce un movimiento de báscula lateral de la pelvis en cada pedalada que incrementa la flexión de rodilla unos 5-6º cuando el pie está en la posición más baja del ciclo de pedaleo (Farrel y cols., 2003).

Los estudios en corredores de fondo hechos por Orchard y cols. (1996) mostraban que el tiempo de fricción entre la Cintilla iliotibial y el tubérculo lateral femoral era de aproximadamente 75 ms, durante la fase de contacto del pie en el suelo (ciclo de carrera). Los resultados obtenidos con un grupo de 10 ciclistas amateurs a este respecto hablan de un tiempo de fricción de 38 ms por pedalada (Farrel y cols., 2003). Por tanto vemos que el tiempo de fricción se reduce casi a la mitad en el ciclo de pedaleo con respecto al ciclo de carrera.

Aunque el tiempo de roce es menor para un ciclo de pedaleo que para un ciclo de carrera, el número de ciclos efectuados, y por tanto el número de veces que la Cintilla Iliotibial pasa sobre el tubérculo lateral femoral, por un ciclista es superior al de un corredor. Este es de aproximadamente un 30-40% más de ocasiones de roce para un entrenamiento similar (4 km en bicicleta por cada 1 km de carrera). Esto nos sugiere que el factor de reiteración del movimiento en ciclismo juega un papel más importante que la carga en cuanto a la patología de Cintilla Iliotibial se refiere (Farrel y cols., 2003).

Gregersen y cols. (2006) afirman a partir de su estudio con Electromiografía (EMG) que la mayoría de las patologías de miembro inferior en ciclismo son por sobrecarga y que se deben principalmente a desbalances musculares por factores como una mala alineación del miembro inferior o presencia de un pie varo/valgo.

Holmes y cols. (1993) relacionan el Síndrome de Cintilla Iliotibial (SCIT) con un aumento de la movilidad de la cadera hacia la rotación externa, condicionando la mecánica del miembro inferior. Los resultados baropodométricos obtenidos en nuestro estudio ponen de manifiesto esta relación a través de dos hallazgos con significación estadística: por un lado el aumento de presiones plantares sobre el área C3 (IV y V metatarsianos) en sujetos con SCIT y el aumento de presiones en el área M2 (mediopie externo) en sujetos con rango articular de rotación externa de cadera aumentado.

Di Alencar y Matias (2009) refieren que cuando la Tibia está rotada internamente se produce un aumento de la presión a nivel del cóndilo medial durante la pedalada; esta rotación medial de la Tibia también puede provocar síndrome de la Cintilla Iliotibial, que

suele estar relacionada con la presencia de un antepié pronador. Esto concuerda con los resultados obtenidos en nuestro estudio, en el que los sujetos con SCIT son los que presentan los registros más altos de presiones plantares máximas en el área D1 (primer dedo).

Los trabajos de Joganich y cols. (1992) y Delacroix y cols. (2009) en los que se evidencia el resultado positivo del uso de ortesis plantares correctoras de antepié pronado y retropié supinado para la modificación del apoyo en la pedalada en sujetos con SCIT, vienen a reforzar los hallazgos de nuestro estudio.

La tendinopatía Aquilea es una de las lesiones con más incidencia en el mundo del deporte, el área comúnmente afectada suele ser la parte media del cuerpo del tendón (Thompson y Baravarian, 2011), y la etiología, si bien se muestra como multifactorial, suele relacionarse en el mundo deportivo con una exposición a altas cargas de forma reiterante (Reid y cols., 2012).

Existen diversos estudios con Electromiografía (EMG) realizados en ciclistas que valoran la actividad del Tríceps Sural durante el ciclo de pedaleo y que no muestran diferencias significativas cuando el ciclista pasa de posición de sentado a de pie en la bicicleta (Faria y cols., 2005).

Esto parece ser debido a la naturaleza biarticular del músculo Gastrocnemio que también actúa como sinergista en la flexión de rodilla. Cuando el ciclista se pone de pie en la bicicleta la rodilla aumenta su rango de extensión, generando un elongamiento en el complejo Sural; un aumento de la actividad EMG del Gemelo en esta fase dificultaría el movimiento extensor de la rodilla, actuando como antagonista (Li y Caldwell, 1998).

En nuestro estudio, durante la Prueba 4 (alta cadencia y potencia y posición de pie sobre la bicicleta) los sujetos con patología Aquilea mostraron registros mayores de Presiones máximas en las zonas más distales del pie (D1 y D1+D2+D3) en contraste con los sujetos libres de lesión. La relación entre los trabajos publicados por Li y Caldwell (1998) y Faria y cols. (2005) y los resultados obtenidos en nuestro estudio, se podrían explicar por el hecho de que, durante la fase de pedaleo de pie, la elongación del Tríceps Sural implica un aumento de la tensión insercional del Tendón de Aquiles sobre el Calcáneo, generadora del momento de flexión plantar. El hecho de que los ciclistas con historial de tendinopatía Aquilea presentasen registros más altos de presiones plantares a nivel de las áreas más distales del pie, respondería a este aumento de tensión sobre el Tendón de Aquiles.

La literatura no recoge otros trabajos que relacionen la patología Aquilea con patrones baropodométricos en ciclistas de élite.

3. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

3.a. ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO DESCRIPTIVO Y COMPARATIVO.

Al interpretar los resultados del presente trabajo debemos tener en cuenta algunas limitaciones. Tanto en el trabajo del GH como para el del GA se ha utilizado un estudio transversal retrospectivo. Para el estudio de lesiones es preferible utilizar un diseño prospectivo, aunque esto no siempre es posible (Fuller y cols., 2006; Fuller y cols., 2007). Como otros autores han destacado, la utilización de un registro prospectivo de lesiones para una muestra grande de ciclistas profesionales, resulta casi imposible dado que el calendario de competiciones es muy variado y difiere de unos ciclistas a otros, obligando al ciclista a cambiar de lugar de residencia de un país a otro (Clarsen y cols., 2010). En tales circunstancias las entrevistas con carácter retrospectivo a los atletas y la recogida de datos a través del servicio médico del equipo, proporcionan una buena información sobre el histórico de lesiones del ciclista, obviamente con alguna pérdida de datos.

En nuestro estudio, las entrevistas fueron realizadas por personal sanitario con experiencia en el mundo del deporte (Médico y Fisioterapeuta) y con capacidad para guiar la entrevista de forma que el deportista pudiera describir con detalle las lesiones sufridas, incluso aquellas lesiones de menor relevancia.

El uso de cuestionarios específicos dirigidos con el objetivo de detectar una patología concreta deben ser interpretados con precaución por el elevado riesgo de sobreestimación de la lesión, dando por tanto un mayor número de hallazgos de esa lesión por encima de otras que no detectan (Klesges y cols., 1990).

Cuando trabajamos con deportistas de élite, resulta difícil para muchos de ellos recordar lesiones antiguas (previas), especialmente si éstas no han sido severas. Por tanto, estos sesgos deben ser tenidos en cuenta en este estudio dando a los resultados de lesiones registradas valores incluso más altos.

Aunque, como hemos mencionado, los estudios retrospectivos de lesiones sean proclives a obviar las lesiones menos relevantes, los registros prospectivos tampoco resultan ser tan completos a la hora de registrar el histórico de lesiones de un deportista de élite, tal y como se ha demostrado en un estudio reciente sobre esquiadores y snowboarders de la Copa del Mundo (temporada 2006-07) (Flørenes y cols., 2011).

Otro problema que se presenta es el método de registro con relación a la severidad de las lesiones por sobrecarga. Es bien sabido que muchos deportistas de élite acostumbran a continuar su práctica deportiva de entrenamientos y competición a pesar del dolor y disconfort que le puedan acarrear las lesiones (Bahr, 2009). En nuestra experiencia, ciertas lesiones por sobreuso como cervicalgias y lumbalgias, así como otras relacionadas con la posición del ciclista sobre su bicicleta tales como molestias en glúteos, hombros, muñecas, tobillos y pies, no suelen ser tenidas en cuenta por el deportista, que las refiere como leves, propias y no limitantes para el desarrollo de la competición. Las recientes recomendaciones para el registro de lesiones por sobrecarga sugieren que la severidad se

evalúe por el nivel de afectación funcional y no por el tiempo de reposo deportivo (Bahr, 2009).

De nuevo, la valoración del nivel funcional tras la lesión se muestra como algo extremadamente complicado de llevar a cabo en los estudios retrospectivos. Por lo tanto el método utilizado para registrar las lesiones, clasificándolas según su severidad en base al tiempo de reposo deportivo que requieren, no refleja la verdadera incidencia e impacto de estas lesiones en el rendimiento de los ciclistas. Sin embargo, esta clasificación en función del reposo deportivo, sigue siendo la más utilizada en la literatura, casi sin excepción, permitiendo así la comparación de datos entre diferentes modalidades deportivas (Bahr, 2009). En cualquier caso, esta clasificación por tiempo de reposo deportivo, registra las lesiones más relevantes, aquellas que influyen directamente en la capacidad del deportista para poder participar o no en competición, y por tanto debe ser considerada ya que tiene todavía un valor importante.

3.b. ESTUDIO BAROPODOMÉTRICO DESCRIPTIVO Y POR GRUPOS DE LESIÓN.

El estudio comparativo de presiones plantares y patología, se enmarcó metodológicamente dentro de los estudios caso-control, con un registro aislado de presiones plantares. No obstante, para demostrar mejor lo hallado en nuestro trabajo, hubiera sido más conveniente realizar un estudio prospectivo, con registro de datos en distintas fases de la temporada. Sin embargo, el acceso a un grupo amplio de ciclistas no es factible ya que estos deportistas, dentro de una misma temporada, pueden sufrir lesiones invalidantes, fichar por otros equipos, competir en diferentes continentes, etc. Todas estas son razones que no permiten un estudio de laboratorio controlado.

Debemos tener presente que todos los estudios baropodométricos tienen limitaciones relativas al instrumento, ya que existen diferentes sistemas de medición y las medidas pre-medición pueden variar de un instrumento a otro, como son el tiempo de calentamiento tanto del sujeto como de los sensores, el número de sensores, las zonas en las que queda dividida la matriz de sensores o la sensibilidad de los mismos.

Otros factores que pueden distorsionar los resultados son la duración de las grabaciones, la frecuencia de éstas y el número de repeticiones. Los datos que se obtienen de estos sistemas son de una complejidad notable en cuanto a su manejo y procesado. En nuestro caso, por ejemplo, se obtienen registros durante 6 segundos a una frecuencia de 150 Mhz, todo ello multiplicado por 64 sensores de las plantillas y por 2 repeticiones de cada muestra, haciéndose necesario el uso de programas informáticos de procesado de datos cuyo uso queda a merced de la praxis de cada investigador.

Las condiciones psicológicas y físicas de los sujetos, así como la concentración y precisión con la que estos alcanzan las variables de cadencia y potencia marcadas en el protocolo de las pruebas, pueden sufrir variaciones ya que, aunque todos ellos son profesionales, existe siempre una mínima variación en el mantenimiento de las condiciones requeridas de revoluciones por minuto y wattios.

La potencia desarrollada en cada una de las cuatro pruebas fue la misma para todos los participantes del estudio (independientemente de la masa corporal de cada ciclista), creemos que hubiera sido más preciso establecer una potencia acorde con la masa corporal expresándola en W/kg de peso para cada sujeto, tal y como muestran otros autores (Hayot y cols., 2012).

Pese a que todos los ciclistas llevaban su bicicleta de competición (estandarizada en cuanto a modelo por el equipo), a veces implementan pequeñas variaciones en ella, y de forma similar ocurre con la equipación, maillot, botas con calas y anexos.

Dentro de los parámetros observados del estudio, el uso de calas con diferente movilidad puede generar variaciones en el ciclo del pedaleo y a su vez variaciones en los registros, por lo que, aunque no se encontraron diferencias significativas, las calas no dejan de ser una variable a tener en cuenta.

El registro baropodométrico de la Prueba 4 es menos controlable por estar el sujeto de pie en la bicicleta (perdiendo su punto de apoyo pélvico sobre el sillín) aumentando así la oscilación lateral del ciclista sobre la bicicleta, disminuyendo la reproducibilidad de dicha prueba. Si bien consideramos interesantes estas mediciones por ser una posición relativamente habitual en el ciclismo de ruta, sobre todo en las situaciones de carrera donde hay que aumentar la potencia de forma explosiva (Sanderson y cols., 2000).

La realización de las cuatro pruebas se hizo en laboratorio, colocando la bicicleta sobre un rodillo de elastogel, sin embargo y teniendo en cuenta que el ciclista realiza tanto el entrenamiento como la competición en la carretera, este escenario sería el más óptimo para la realización de este trabajo, por lo que el estudio de campo aportaría una información más veraz.

Aunque los resultados obtenidos en los ciclistas con historial de SCIT y Aquiles fueron significativos, debemos tener en cuenta que la muestra de sujetos con estas 2 patologías no era muy amplia. La dificultad de la obtención de una muestra mayor se hace patente en otros estudios de Baropodometría con deportistas que, pese a contemplar una única patología, también presentan una muestra similar a la nuestra (Queen y cols., 2009; Ribeiro y cols., 2011).

El uso de un goniómetro manual para la medición de los rangos articulares es menos preciso que la medición con Goniómetro electrónico, si bien en la medición de los rangos articulares de nuestro trabajo no se buscaba una medición exacta en grados sino detectar las posibles restricciones articulares o aumentos significativos en la movilidad. Por otro lado las mediciones fueron realizadas siempre por la misma persona a fin de eliminar sesgos de investigador (Adams y Keyserling, 1993).

4. PERSPECTIVAS DE FUTURO.

El impacto de las lesiones de sobrecarga de miembro inferior sobre la capacidad funcional y el rendimiento del ciclista merece futuras investigaciones. También se debería ampliar el espectro epidemiológico y baropodomértico a fin de obtener una mayor fiabilidad.

El uso de nuevos sistemas de medición objetivos como el Biofoot®6.0 deberían ser incluidos como herramienta para la investigación en el campo de la Fisioterapia y el deporte. Sistemas de medición de presiones plantares con mayor reproducibilidad, permitirían un estudio más exhaustivo de las patologías, alcanzando mayor comprensión de éstas y facilitando la posibilidad de actuaciones de tipo preventivo. En este sentido, los programas de prevención deberían ser reevaluados y focalizados teniendo en cuenta la epidemiología actual de las lesiones. Una especial consideración debe ser puesta en el equilibrio muscular de la cintura pélvica y femoral.

Futuros estudios deberían focalizarse en el análisis del movimiento del mediopié y su influencia en las lesiones de sobrecarga del miembro inferior, ya que en nuestro estudio se ven indicios de que son zonas relevantes desde el punto de vista de la epidemiología y la baropodometría.

CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

1. Teniendo en cuenta los registros tanto de lesiones traumáticas como por sobreuso, los ciclistas de ruta de élite presentan un elevado índice de riesgo lesional (0,533 por año/ciclista). Esto significa que 1 de cada 2 ciclistas estará expuesto a sufrir una lesión en cada temporada. De hecho, el 87,9% de todos los ciclistas analizados en este trabajo presentaron al menos 1 lesión durante el periodo de 4 años en que fueron estudiados.
2. En la muestra de ciclistas analizada en este estudio, el porcentaje de lesiones traumáticas y por sobrecarga fue muy similar, aunque existieron diferencias en cuanto a su localización. Así, más de 2 tercios de las lesiones traumáticas se localizaron en la extremidad superior, mientras que las lesiones por sobrecarga asentaron en los miembros inferiores, afectando al 64,3% de los ciclistas incluidos en el estudio. De acuerdo con los escasos datos previos disponibles en la literatura, este estudio aporta información relevante sobre la incidencia de lesiones en ciclistas de ruta profesionales todavía en activo.
3. Los ciclistas profesionales actualmente en activo están expuestos a un riesgo de sufrir lesiones traumáticas dos veces superior al de aquellos que competían en los años 80-90. Aunque estas lesiones sean actualmente menos severas, la incidencia de lesiones por sobrecarga se mantiene constante a través de los años, pero con un patrón clínico completamente diferente. En los ciclistas del GA hay muchas más lesiones musculares y menos lesiones tendinosas que en el GH, lo que indica un cambio en el patrón de lesiones por sobreuso. Los nuevos protocolos de entrenamiento y preparación física, así como la extensión de los programas de prevención de lesiones, son factores que quizá hayan contribuido a este cambio.
4. El estudio de las presiones plantares pone de manifiesto en nuestro estudio que la potencia y la cadencia repercuten sobre las presiones plantares incrementándolas a medida que estas dos variables aumentan.
5. El primer radio (D1+C1) se comporta en ciclismo como la entidad transmisora de las fuerzas pie-pedal, de las estructuras del pie ésta es el área que más presiones soporta en las diferentes situaciones de cadencia y potencia.
6. El patrón baropodométrico en los ciclistas con historial de síndrome de Cintilla Iliotibial presenta un aumento significativo de presiones máximas registradas en la parte externa del pie (área C3) en relación a los sujetos libres de lesión por sobrecarga.
7. El patrón baropodométrico en los ciclistas con historial de Tendinopatía de Aquiles presenta un aumento significativo de presiones máximas en la parte más distal del pie (áreas D1 y D1+D2+D3) en relación a los sujetos libres de lesión por sobrecarga.
8. La obtención del patrón baropodométrico de los ciclistas profesionales debe ser tenido en cuenta a la hora de establecer programas de prevención de lesiones por sobrecarga, ya que es un marcador de alteraciones biomecánicas.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

Abraham P, Bouye P, Quere I, Chevalier JM, Saumet JL. Past, present and future of arterial endofibrosis in athletes: a point of view. *Sports Med.* 2004;34(7):419-425.

Adams PS, Keyserling WM. Three methods for measuring range of motion while wearing protective clothing: A comparative study. *Int J Ind Ergonom.* 1993 oct;12(3):177-91.

Amoroso AT, Hennig EM, Sanderson DJ. In-shoe pressure distribution for cycling at different cadences. *J Biomech,* 1993; 3;26(3):318-318.

Bahr R, Maehlum S. Clinical guide to sports injuries. Champaign, IL: Human Kinetics, 2003.

Bahr R. No injuries, but plenty of pain? On the methodology for recording overuse symptoms in Sports. *Br J Sports Med* 2009, 43:966-972.

Baker A. Medical problems in road cycling. In Gregor RJ, Conconi F, eds. Road Cycling. Oxford, United Kingdom: Blackwell Sciences Ltd; 2000: 68-120.

Bamberg S, Benbasat AY, Scarborough DM, Krebs DE, Paradiso JA. Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on.* 2008;12(4):413-23.

Barrios C, Sala D, Terrados N, Valenti JR. Traumatic and overuse injuries in elite professional cyclists. *Sports Exerc Injury.* 1997; 3: 176-179.

Bender MH, Schep G, de Vries WR, Hoogeveen AR, Wijn PF. Sports related flow limitations in the Iliac arteries in endurance athletes: aetiology, diagnosis, treatment and future developments. *Sports Med.* 2004;34(7):427-442.

Bertucci W, Grappe F, Girard A, Betik A, Rouillon JD. Effects on the crank torque profile when changing pedalling cadence in level ground and uphill road cycling. *J Biomech,* 2005: 5;38(5):1003-1010.

Bini RR, Tamborindeguy AC, Mota CB. Effects of Saddle Height, Pedaling Cadence and Workload on Joint Kinetics and Kinematics During Cycling. *J Sport Rehabil* 2010, 19(3), 301-314.

Bohlmann JT. Injuries in competitive cycling. *Phys Sportsmed.* 1981;9, 117-124.

Bousie J, Vicenzino B, McPoil T, Blanch P, McLean B. Do contoured in-shoe foot orthoses reduce foot plantar pressures by increasing plantar contact area during cycling?. *J Sci Med Sport ,* 2006: 3;26(3):318-318.

Burke ER, Pruitt, AL. Body positioning for cycling. High-Tech Cycling. Human Kinetics: Champaign, IL. 1996.

Burke ER. Serious Cycling. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2002.

- Callaghan MJ, Jarvis C. Evaluation of elite British cyclists: the role of the squad medical. *Br J Sports Med*. 1996 dic;30(4):349–53.
- Callaghan MJ. Lower body problems and injury in cycling. *J Bodywork Movement Ther*, 2005; 7;9(3):226-236.
- Carpes FP, Mota CB, Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling – A review considering leg preference. *Phys Ther Sport*. 2010 nov;11(4):136–42.
- Cavanagh PR, Hewitt Jr FG, Perry JE. In-shoe plantar pressure measurement: a review. *The Foot*. 1992 dic;2(4):185–94.
- Chow TK. Acute injuries from mountain biking. *Western J Med*, 1993; 159: 145–148.
- Clark D, Potter C. A preliminary investigation into asymmetry of in-shoe pressure in cyclists, leg dominance and its relationship to unilateral lower limb pathology. *Jsams*, 2011 dic;14, Supplement 1(0):e61.
- Clarsen B, Krosshaug T, Bahr R. Overuse Injuries in Professional Road cyclists. *Am J Sports Med*, 2010; 38: 2494-2501.
- Davies KJ, Quintanilha AT, Brooks GA, Packer L. Free radicals and tissue damage produced by exercise. *Biochem Biophys Res Commun*, 1982 ago 31;107(4):1198–205.
- De Vey Mestdagh K. Personal perspective: in search of an optimum cycling posture. *Appl Ergon*, 1998;29:325–334.
- Delacroix S, Hasdenteufel D, Legrand N, Chèze L, Lavigne A. Effets d’une orthèse plantaire biomécanique chez un cycliste souffrant d’un syndrome de la bandelette iliotibiale. *Science & Sports*. 2009 dic;24(6):281–7.
- Di Alencar TAM, Matias KFS. Importância da Avaliação Musculoesquelética e Biomecânica para o Bike Fit. *Revista Movimenta*, 2009; 2(3): 84-92.
- Drake S. Dynamic Bike Fit With the CompuTrainer’s Spin Scan Takes the Guesswork out of Positioning. Available at: http://www.computrainer.com/html/coaching_corner/dynbikefit-example.htm.
- Ekstrand J. Epidemiology of football injuries. *Science & Sports*. 2008 abr;23(2):73–7.
- Emond SD, Tayoun P, Bedolla JP, Camargo Jr CA. Injuries in a 1-Day Recreational Cycling Tour: Bike New York. *Ann Emerg Med*, 1999;1;33(1):56-61.
- Ercison MO, Nisell R, Nemeth G. Joint Motions of the Lower Limb during Ergometer Cycling. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1988;9(8):273–8.
- Ericson MO, Bratt A, Nisell R, Nemeth G, Ekholm J. Load moments about the hip and knee joints during ergometer cycling. *Scand J Rehabil Med*. 1986;18(4):165–72.

- Ericson MO, Nisell R. Patellofemoral joint forces during ergometric cycling. *Phys Ther*, 1987 sep;67(9):1365–9.
- Ericson MO, Nisell R. Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling. *Am J Sports Med*, 1986 ago;14(4):285–90.
- Fairclough J, Hayashi K, Toumi H, Lyons K, Bydder G, Phillips N, et al. Is iliotibial band syndrome really a friction syndrome? *J Sci Med Sport*, 2007 abr;10(2):74–76; discussion 77–78.
- Faria EW, Parker DL, Faria IE. The science of cycling: factors affecting performance - part 2. *Sports Med*, 2005;35(4):313–37.
- Farrell KC, Reisinger KD, Tillman MD. Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *Knee*, 2003 Mar;10(1):103-9.
- Flørenes TW, Nordsletten L, Heir S, Bahr R. Recording injuries among elite skiers and snowboarders – a methodological study. *Scand J Med Sci Sports*, 2011, 21:196-205.
- Fuller CW, Ekstrand J, Junge A, Andersen TE, Bahr R, Dvorak J, Hägglund M, McCrory P, Meeuwisse WH. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *Br J Sports Med*. 2006, 40:193-201.
- Fuller CW, Molloy MG, Bagate C, Bahr R, Brooks J, Donson H, Kemp S, Macrory P, McIntosh A, Meeuwisse W, Quarrie K, Raftery M, Wiley P. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of injuries in rugby union. *Br J Sports Med*, 2007;41(5):328-331.
- Gaulrapp H, Weber A, Rosemeyer B. Injuries in mountain biking. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2001; 9: 48–53.
- Gosling CM, Gabbe BJ, Forbes AB. Triathlon related musculoskeletal injuries: The status of injury prevention knowledge. *J Sci Med Sport*, 2008 jul;11(4):396–406.
- Gregersen CS, Hull ML, Hakansson NA. How changing the inversion/eversion foot angle affects the nondriving intersegmental knee moments and the relative activation of the vastii muscles in cycling. *J Biomech Eng*, 2006 jun;128(3):391–8.
- Gurney JK, Kersting UG, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait Posture*, 2008 5;27(4):706-709.
- Hadala M, de Bernardo N, Vera P, et al. Pre-season screening of core muscle balance and control tests in the lumbar spine in professional road cyclists, can we prevent uncontrolled movement?. *Br J Sports Med*, 2011;45(4):351.
- Hansen KS, Eide GE, Omenaas E, Engesæter LB, Viste A. Bicycle-related injuries among young children related to age at debut of cycling. *Accid Anal Prev*, 2005;1;37(1):71-75.

- Hartmann U, Mester J. Training and overtraining markers in selected sport events. *Med Sci Sports Exerc*, 2000 ene;32(1):209–15.
- Hayot C, Decatoire A, Bernard J, Monnet T, Lacouture P. Effects of 'posture length' on joint power in cycling. *Procedia Engineering*, 2012;34(0):212–7.
- Hennig EM, Sanderson DJ. In-shoe pressure distribution for cycling at different power outputs. *J Biomech*, 1993 : 3;26(3):318-318.
- Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Cycling knee injuries: common mistakes that cause injuries and how to avoid them. *Cycling Science*, 1991; 3: 11-14.
- Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Iliotibial band syndrome in cyclists. *Am J Sports Med*, 1993 jun;21(3):419–24.
- Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ. Lower extremity overuse in bicycling. *Clin Sports Med*, 1994;13: 187-205.
- Hunt MA, Sanderson DJ, Moffet H, Timothy Inglis J. Biomechanical changes elicited by an anterior cruciate ligament deficiency during steady rate cycling. *Clin Biomech*, 2003 : 6;18(5):393-400.
- Jeukendrup A, Craig N, Hawley J. The bioenergetics of world class cycling. *J Sci Med Sport*, 2000;4:414-433.
- Joganich TG, Martin PE. Influence of orthotics on lower extremity function in cycling. *Journal of Biomechanics*, 1992 jun;25(6):678.
- Klesges RC, Eck LH, Mellon MW, Fulliton W, Somes GW, Hanson CL. The accuracy of self-reports of physical activity. *Med Sci Sports Exerc*, 1990 oct;22(5):690–7.
- Li L, Caldwell GE. Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *J Appl Physiol*, 1998 sep;85(3):927–34.
- Lucía A, Hoyos J, Chicharro JL. Preferred pedalling cadence in professional Cycling. *Med Sci Sports Exerc* (2001) 33(8):1361-6.
- Macpherson A, Spinks A. Bicycle helmet legislation for the uptake of helmet use and prevention of head injuries. *Cochrane Database Syst Rev*. 2008;(3):CD005401.
- Mandroukas K. Some effects of knee angle and foot placement in bicycle ergometer. *J Sports Med Phys Fitness*, 1990 jun;30(2):155–9.
- Martínez-Nova A, Cuevas-García JC, Pascual-Huerta J, Sánchez-Rodríguez R. BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *The Foot*, 2007 dic;17(4):190–6.

- Martínez-Nova A, Cuevas-García JC, Sánchez-Rodríguez R, Pascual-Huerta J, Sánchez-Barrado E. Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallux valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 2008 4;52(2):94-98.
- Mellion MB. Common cycling injuries: management and prevention. *Sports Med*, 1991;11: 52-70.
- Mellion MB. Neck and back pain in bicycling. *Clin J Sport Med*, 1994;13:137-164.
- Mujika I, Padilla S. Physiological and performance characteristics of male professional road cyclists. *Sports Med*, 2001;31(7):479-487.
- Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait Posture*, 2009 2;29(2):172-187.
- Nordeen- Snyder KS. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports*, 1977; 9(2):113-7.
- Orchard JW, Fricker PA, Abud AT, Mason BR. Biomechanics of iliotibial band friction syndrome in runners. *Am J Sports Med*, 1996, 24(3):375-9.
- Padilla S, Mujika I, Cuesta G, Goirienea JJ. Level ground and uphill cycling ability in professional road cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 1999; 31 (6): 878-85.
- Padilla S, Mujika I, Orbañanos J, Angulo F. Exercise intensity during competition time trials in professional road cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 2000 abr;32(4):850-6.
- Putti AB, Arnold GP, Cochrane L, Abboud RJ. The Pedar in-shoe system: repeatability and normal pressure values. *Gait Posture*, 2007 mar;25(3):401-5.
- Queen RM, Mall NA, Nunley JA, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait Posture*, 2009 jun;29(4):582-6.
- Ramos Ortega J, Munuera PV, Domínguez G. Antero-posterior position of the cleat for road cycling. *Science & Sports* [Internet]. (0). Available a partir de: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0765159711002383>.
- Reid D, McNair PJ, Johnson S, Potts G, Witvrouw E, Mahieu N. Electromyographic analysis of an eccentric calf muscle exercise in persons with and without Achilles tendinopathy. *Phys Ther Sport*, 2012 ago;13(3):150-5.
- Renne, J W. The iliotibial band friction syndrome. *J Bone Joint Surg Am*, Volume 57, no. 8 (diciembre 1975): 1110-1111.
- Ribeiro AP, Trombini-Souza F, Tessutti VD, Lima FR, João SMA, Sacco ICN. The effects of plantar fasciitis and pain on plantar pressure distribution of recreational runners. *Clin Biomech*, 2011 feb;26(2):194-9.

- Rosenbaum D, Becker H-P. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 1997;3(1):1–14.
- Ruby P, Hull ML, Kirby KA, Jenkins DW. The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling. *J Biomech*, 1992 : 10;25(10):1195-1207.
- Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH. The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci*, 2000 mar;18(3):173–81.
- Sanderson DJ, Hennig EM. In-shoe pressure distribution in cycling and running shoes during steady-rate cycling. *J Biomech*, 1993: 3;26(3):318-318.
- Sanderson DJ. The biomechanics of cycling shoes. *Cycling Sci*, 1990; September: 27–30.
- Sandrina I, Michaela H, Martin H, Reynaldo I, Stefan L, Anton S. Influence of pedalling with the metatarsus on running characteristics in triathlon competition. *Procedia Engineering*, 2010: 6;2(2):3127-3131.
- Sastre J, Asensi M, Gascó E, Pallardó FV, Ferrero JA, Furukawa T, et al. Exhaustive physical exercise causes oxidation of glutathione status in blood: prevention by antioxidant administration. *Am J Physiol*, 1992 nov;263(5 Pt 2):R992–995.
- Schnabel G, Milani TL, Hennig EM. Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. *J Biomech*, 1994;27(6):688.
- Sheikh A, Cook A, Ashcroft R. Making cycle helmets compulsory: ethical arguments for legislation. *J R Soc Med*, 2004;97:262-265.
- Silberman MR, Webner D, Collina S, and Shiple BJ. Road Bicycle Fit. *Clin J Sport Med*, 2005; 15(4): 271-276.
- Smak W, Neptune R., Hull M. The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling. *J Biomech*, 1999 sep;32(9):899–906.
- Temme C, Riepenhof H, Henche HR. Paper #204 Injuries and overuse syndromes in professional cycling. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 2003: 8;19(6, Supplement 1):103-104.
- The Abbreviated Injury Scale (AIS), 1980 Revision, Joint Committee on Injury Scaling. Arlington Heights, Ill, American Association for Automotive Medicine, 1980.
- Thompson DC, Patterson MQ. Cycle helmets and the prevention of injuries. Recommendations for competitive sport. *Sports Med*, 1998: 25: 213-9.
- Thompson DC, Rivara FP, Thompson R. Helmets for preventing head and facial injuries in bicyclists. *Cochrane Database Syst Rev*. 2000;(2):CD001855.
- Thompson J, Baravarian B. Acute and Chronic Achilles Tendon Ruptures in Athletes. *Clin Podiatr Med Surg*, 2011 ene;28(1):117–35.

Tuite MJ. Imaging of triathlon injuries. *Radiol Clin North Am*, 2010;48:1125-35.

Union Cycliste Internationale [Internet]. [citado 2012 jul 30]. Available a partir de: <http://www.uci.ch/templates/UCI/UCI2/layout.asp?MenuId=MTkzNg&LangId=1>.

van Zyl, E, Schwellnus, MP, Noakes TD. A Review of the Etiology, Biomechanics, Diagnosis, and Management of Patellofemoral Pain in Cyclists. *International SportMed Journal* 2001;2.

Vázquez Arce MI, Alcañiz Alberola M, Núñez-Cornejo Palomares C, Juliá Mollá C, Núñez-Cornejo Piquer C. Utilidad de las plantillas conformadas. *Rehabilitación*, 2010;44(4):291-297.

Viladot A. Quince lecciones sobre patología del pie. Barcelona: Springer, 2000.

Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, Muraski E, Kennedy JG. Cycling injuries of the lower extremity. *J Am Acad Orthop Surg*, 2007; 15: 748-56.

Watsford M, Ditroilo M, Fernández-Peña E, D'Amen G, Lucertini F. Muscle stiffness and rate of torque development during sprint cycling. *Med Sci Sports Exerc*, 2010 jul;42(7):1324–32.

Wijesinghe LD, Coughlin PA, Robertson I, et al. Cyclist's Iliac Syndrome: temporary relief by balloon angioplasty. *Br J Sports Med*, 2001;35(1):70-71.

Wilber CA, Holland GJ, Madison RE, and Loy SF. An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *Int J Sports Med*, 1995; 16: 201-206.

Yeung JHH, Leung CSM, Poon WS, Cheung NK, Graham CA, and Rainer TH. Bicycle related injuries presenting to a trauma centre in Hong Kong. *Injury*, 2009; 40: 555-559.

ANEXOS

RELACIÓN DE PUBLICACIONES Y COMUNICACIONES A CONGRESOS

De Bernardo N, Barrios C, Vera P, Laíz C, Hadala M. ***“Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists”***. J Sports Sci. 2012;30(10):1047–53.

Vera P, de Bernardo N, Hadala M, Barrios C, Laiz C. ***“Baropodometric behavior of foot in cycling in elite route. Simulation by means of 4 controlled tests.”*** 7th EFSMA-European Sports Medicine Congress, 3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation. Annual Assembly of the German and the Austrian Society of Physical Medicine and Rehabilitation. October 2011 in Salzburg, Austria.

Vera P, de Bernardo N, Hadala M, Laiz C, Barrios C. ***“Clinical patterns and injury exposure rates in elite road Cycling are changing over the last decade.”*** 7th EFSMA-European Sports Medicine Congress, 3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation. Annual Assembly of the German and the Austrian Society of Physical Medicine and Rehabilitation. October 2011 in Salzburg/ Austria.

Barrios C, de Bernardo N, Vera P, Laiz C, Hadala M. ***“Clinical patterns and injury exposure rates in elite road cycling are changing over the last decade.”*** IOC World Conference on Prevention of Injury & Illness in Sport. April 2011 in Monte-Carlo, Principality of Monaco. Br J Sports Med 2011;45:4 341.

Barrios C, de Bernardo N, Vera P, Laíz C, Hadala M. ***“Cambios en los patrones clínicos y en las tasas de exposición a lesiones en el ciclismo de ruta a nivel profesional durante la última década.”*** XIV Congreso Nacional de la Federación Española de Medicina del Deporte. Santander, 21-24 de Noviembre de 2012.

de Bernardo N, Vera P, Barrios C, Laíz C, Hadala M ***“Patrón de distribución de presiones plantares durante el pedaleo en ciclistas de élite con síndrome de Cintilla Iliotibial. Diferencias con ciclistas asintomáticos.”*** XIV Congreso Nacional de la Federación Española de Medicina del Deporte. Santander, 21-24 de Noviembre de 2012.

Incidence and risk for traumatic and overuse injuries in top-level road cyclists

NIEVES DE BERNARDO^{1,2}, CARLOS BARRIOS^{1,3}, PABLO VERA¹, CÉSAR LAÍZ¹, & MICHAL HADALA¹

¹Physical Therapy and Exercise Center, Valencia, Spain, ²Department of Physiotherapy, Universidad CEU- Cardenal Herrera, Valencia, Spain, and ³Institute for Research on Musculoskeletal Disorders, School of Medicine, Valencia Catholic University, Valencia, Spain

(Accepted 18 April 2012)

Abstract

All traumatic and overuse injuries occurring during an average period of 4 years (2002/09) in a group of 51 currently active road top-level cyclists were retrospectively registered through clinical interviews. Average age was 25.8 years. Average training and competition period was 28.3 ± 2.4 h a week. Only 8 cyclists (15.6%) were completely free from lesions during the period of study. The remaining 43 cyclists suffered a total of 112 lesions; however, 9 out of these were unrelated to their cycling practice. These 103 cycling-related injuries include 50 (48.5%) traumatic and 53 (51.5%) overuse injuries. Twenty-eight fractures were reported, the clavicle being the most frequently affected bone (11 cases). The 68.5% of overuse injuries were located in the lower limbs. Most overuse injuries (89.6%) occurred during the training period. According to the Injury Abbreviated Scale (AIS), severe lesions were only found in 4 cases (8% of traumatic injuries). Overall injury rates were 0.50 per racer/year, 2.02 per studied racer, and 0.007 per 1,000 km of training and competition. Active professional top-level cyclists are exposed to a high injury risk. According to the scarce previously published data the current study provides relevant information on the injury occurrence of still active top-level road cycling.

Keywords: road cycling, epidemiology, traumatic injuries, overuse, injury risk

Introduction

In spite of the popularity of road cycling and the fact that some top level competitions such as the Tour of France are nowadays one of the most closely followed sports events worldwide, literature is rather scarce regarding the study of injury incidence and risk in top level cyclists. Most studies describe injury incidence in school groups, urban population or recreational cycling (Wilber, Holland, Madison, & Loy, 1995; Emond, Tayoun, Bedolla, & Camargo Jr, 1999; Hansen, Eide, Omenaas, Engesæter, & Viste, 2005; Yeung, Leung, Poon, Cheung, Graham, & Rainer, 2009). These works report almost exclusively acute traumatic lesions, thus ignoring overuse injuries.

Regarding cycling at top-level competition, literature on injury incidence is somewhat more abundant in mountain biking (Chow, 1993; Kronisch, Chow, Simon, & Wong, 1996; Gaulrapp, Weber, Rosemeyer, 2001) and triathlon (Gosling, Gabbe, & Forbes, 2008) modalities. More often, the

literature includes other merely descriptive studies on potential cycling-related lesions (especially overuse injuries), suggesting different hypothetical preventive procedures (Holmes, Pruitt, and Whalen, 1991, 1994; Mellion, 1991, 1994; Wanich, Hodgkins, Columbier, Muraski, & Kennedy, 2007). None of these studies refers to the true incidence of these lesions in high-competitive professional road cycling.

The most exhaustive epidemiologic study on professional road cycling reported injuries occurred between 1983 and 1995 in a group of 65 top level cyclists who were part of two of the most prestigious teams at that time (Barrios, Sala, Terrados, & Valenti, 1997). The commonest lesions were due to overuse mechanisms (62%) instead of trauma. Particularly, this included patellar and Achilles tendinopathies, as well as anterior knee pain due to probable chondro-pathy. A recent study on professional road cyclists exclusively describes overuse injuries suffered by 109 cyclists along a season (Clarsen, Krosshaug, & Bahr, 2010). The retrospective analysis of injuries in this

work was mainly focused on questionnaires covering low back and anterior knee pain. No specific clinical diagnosis was established.

In the last years professional cycling has undergone severe transformations both at physical conditioning and technical level (Santalla, Manzano, Pérez & Lucía, 2002; Ettema & Loràs, 2009; Rankin & Neptune, 2010; Leirdal & Ettema 2011). Present-day training systems determine the volume of work by means of different loading protocols expressed in Watts (Laursen, Shing, Peake, Coombes & Jenkins, 2002; Gross, Swensen & King, 2007; Hansen, Rønnestad, Vegge & Raastad, 2011). This may induce muscle and tendon injuries due to overuse. On the other hand, like in other sports, preventive injury methods based on different conditioning and recovery techniques have also gained interest. However, the influence of all these factors on injury incidence is yet to be determined.

This paper aims at analysing musculoskeletal injury incidence in a group of currently active professional top-level cyclists. Injury rates according to racer, year, and competition distance were determined for both traumatic and overuse lesions.

Material and method

Participants

This study includes a group of 51 top-level cyclists belonging to a Pro-Tour team and two UCI Pro-Continental teams who take part in the main European cycling competitions. The average age of participants was 25.8 ± 4.4 years (ranging 20–36). Their average training and competition time was 28.3 ± 2.4 h per week, while the distance they covered in both training sessions and competition ranged from 24,000 to 34,000 km per cyclist per year. The average number of competition days was 70 per racer per year (ranging 50–90).

Before the start of data collection, a detailed explanation about the importance and significance of the study was given to all participants, and consent was signed to use the results for scientific purposes. The Ethics Committee of the senior author institution (CB) released approval for the study.

Injury register

All traumatic and overuse injuries suffered by this group of 51 professional top-level cyclists were collected by means of personal retrospective interviews. Registration included the injuries occurred, on average, in the last four years (maximum range was 2002–09). All cyclists were interviewed by two of the co-authors of the present work (NB and CB), with extensive experience in injury diagnosis and

treatment in elite sportsmen. With this purpose, a standard oral questionnaire was followed at all times. The participants' doubts or needs were immediately solved and covered for proper questionnaire answering. The interviews were held in either English or Spanish, the official languages of the teams under study. The third co-author (MH) of this study helped in the translation of several questions into Polish in 3 cases.

1. Participant's profile: data such as age, weight, height, years competing in top-level cycling, training hours per week, km covered per week, and competition days per year were collected
2. Registration of injuries: all participants in the study were asked regarding both traumatic and overuse injuries suffered since their debut as professional cyclists that had involved either forced rest, or complete or partial interruption of their sports practice. That is, all injuries that according to the interview forced them to lose at least one day of training or competition were reported. These injuries were classified according to their anatomic location, injury mechanism and origin, time of forced rest, the injury-causing activity (training or competition), as well as the treatment followed afterwards. Banal traumatic injuries such as simple skin erosions or muscle overuse with no functional repercussion were not considered.

Injuries were defined according to Bahr & Maehlum (2003) as any acute trauma or repetitive stress associated to the physical activity involved by sports practice either in competition or training sessions which causes pain, dysfunction, pathology or handicap. In addition, injury diagnosis and anatomic location were also reported. In case of 2 or more injuries in the same sportsman, these were recorded independently so as not to alter the final calculation of reported injuries, as suggested by Bahr & Maehlum (2003).

Injuries were classified into traumatic and overuse lesions according to their mechanism, and as acute and recurrent lesions according to the number of registered episodes. Thus, an injury was considered acute when registered for the first time. However, relapse of previous episodes (i.e., the same kind of injury at the same anatomic location within 2 months after the treatment of the previous lesion) were then considered as recurrent injuries (Ekstrand, 2008).

Injury severity was classified according to the Abbreviated Injury Scale (AIS) as minor, moderate, serious, severe, and critical (Joint Committee on Injury Scaling, 1980).

Injury magnitude was valued in terms of days off training or competition. The Ekstrand scale

(23 points) (17) was used to classify injuries into minor (injuries needing less than 7 days of rest), moderate (7–28 days) and acute (over 28 days). To perform these calculations, cyclists were considered injured as long as medical services allowed no participation in training sessions or competitions (Ekstrand, 2008). Our interviews also focused on the treatment applied to each injury, classifying it into three categories: medical, physical therapy and surgical treatment.

Statistical analysis

Results were analysed using standard descriptive statistical data. Injury incidence was calculated as the number of injuries/sportsman, injuries/sportsman/year as well as injuries/sportsman/1000 h of cycling (training or competition). The classifications and scales of traumatic and overuse injuries were compared by means of the chi-square test of independence and Fisher’s exact test. Differences were considered statistically significant if $p < 0.05$.

Results

Only 8 cyclists (15.6%) referred no injury during the period of study. The remaining 43 cyclists reported a total number of 112 lesions, out of which 9 were unrelated to their sports practice and were therefore excluded from this study. Out of the 103 cycling-related injuries, 50 (48.5%) were due to trauma and 53 (51.5%) to overuse mechanisms. Globally, 22 racers (43.1%) presented both traumatic and overuse lesions, 13 (25.5%) presented only traumatic lesions, while 10 (19.6%) had overuse injuries only. The injury-cyclist ratio was 2.39 (ranging 1–7), and 29 cyclists (67.4%) presented more than 1 lesion.

Anatomic location and lesion-causing activity

Regarding anatomic location by regions, Table I shows that traumatic lesions affected shoulder girdle more frequently (17 cases, 34%), followed by lower

Table I. Distribution of injuries according to the anatomical region.

| Anatomical region | Traumatic injuries n (%) | Overuse injuries n (%) | Total n (%) |
|-------------------|--------------------------|------------------------|-------------|
| Head | 3 (6.1%) | – | 3 (2.9%) |
| Cervical spine | – | 3 (5.7%) | 3 (2.9%) |
| Thoracic spine | 4 (8%) | 2 (3.8%) | 6 (5.8%) |
| Lumbosacral | 2(4,0%) | 8 (15,1%) | 10 (9,7%) |
| Shoulder girdle | 17 (34,0%) | 1 (1,9%) | 18 (17,5%) |
| Hip | 3 (6,0%) | 2 (3,8%) | 5 (4,9%) |
| Upper extremities | 8 (16,0%) | 1 (1,9%) | 9 (8,7%) |
| Lower extremities | 13 (26.0%) | 36 (67,9%) | 49 (47,6%) |
| Total | 50 (100%) | 53 (100%) | 103 (100%) |

(13 cases, 26%) and upper limbs (8 cases, 16%). Only 3 head injuries (6%) were reported. Overuse injuries mostly affected lower limbs (knee, ankle and foot) (36 cases, 67.9%). There were 13 overuse lesions (24.6%) located at the vertebral spine. The anatomic distribution of injuries by regions rendered statistically significant differences as to the origin of injury (either trauma or overuse) (chi-square: $p < 0.001$).

Overuse injuries develop gradually during training and competition but apparently become manifest more often (90.6%) in training sessions. Traumatic lesions occurred preferably (64%) at competition (Table II). The opposite ratio was observed in competition: traumatic injuries (64%) were then more common than those due to overuse (9.4%). This distribution of traumatic and overuse lesions according to the causing activity also rendered statistically significant differences (chi-square: $p < 0.001$).

Traumatic injuries

Twenty-eight out of 50 lesions (56%) corresponded to fractures; they were more frequently located at the clavicle (11 cases, 22%) and upper limbs – elbow, wrist and hand (8 cases, 16%) (Table III).

Table II. Injury distribution according to the causing sport activity.

| Sport activity | Traumatic injuries n (%) | Overuse injuries n (%) | Total n (%) |
|----------------|--------------------------|------------------------|-------------|
| Training | 18 (36,0%) | 48 (90,6%) | 66 (64,1%) |
| Competition | 32 (64,0%) | 5 (9,4%) | 37 (35,9%) |
| Total | 50 (100%) | 53 (100%) | 103 (100%) |

Table III. Clinical diagnosis of traumatic injuries. PCL: Posterior cruciate ligament; MCL: Medial collateral ligament.

| Clinical injury diagnosis | Anatomic location | Traumatic injuries n (%) |
|---------------------------|----------------------------|--------------------------|
| Fractures | Clavicle | 11 (22%) |
| | Olecranon | 3 (6%) |
| | Wrist | 4 (8%) |
| | Finger | 1 (2%) |
| | Craneo-facial | 3 (6%) |
| | Ribs | 4 (8%) |
| | Spine | 1 (2%) |
| | Hip | 1 (2%) |
| | Ruptures | PCL |
| MCL | | 1 (2%) |
| Meniscus | | 3 (6%) |
| Muscle | | 1 (2%) |
| Laceration/contusion | | 10 (20%) |
| Sprain | Ankle | 2 (4%) |
| | Glenohumeral | 3 (6%) |
| Dislocation | | 3 (6%) |
| Others | Posttraumatic coccygodynea | 1 (2%) |
| Total | | 50 (100%) |

Rib fractures were also found (4 cases, 8%). A high frequency was also reported regarding lacerations and contusions of certain clinical entity (10 cases, 20%).

Regarding injury occurrence, 92% of traumatic lesions were considered acute. There were 4 cases of recurrent clavicle fractures (Table IV). According to the Abbreviated Injury Scale (AIS) (9), only 4 severe traumatic injuries (8%) were reported (Table IV). As to the period of inactivity, 12 lesions (24%) required over 28 days of absence of training and competition. All these lesions corresponded to fractures requiring surgical treatment (Table IV).

Table IV. Injury distribution according to the clinical onset, the abbreviated injury scale (AIS) and the time period of absence of competition.

| | Traumatic injuries | Overuse injuries | Total |
|---------------------------------------|--------------------|------------------|------------|
| Clinical Onset | | | |
| Acute | 46 (92%) | 6 (11.3%) | 52 (50.5%) |
| Recurrent | 4 (8%) | 47 (88.7%) | 51 (49.5%) |
| Abbreviated injury scale (AIS) | | | |
| 1 | 17 (34%) | 49 (94.2%) | 66 (64.7%) |
| 2 | 29 (58%) | 1 (1.9%) | 30 (29.4%) |
| 3 | 4 (8%) | 2 (3.8%) | 6 (5.9%) |
| Absence of competition (days) | | | |
| 1-7 | 12 (24%) | 25 (47.2%) | 37 (35.9%) |
| 7-28 | 26 (52%) | 24 (45.3%) | 50 (48.5%) |
| More than 28 | 12 (24%) | 4 (7.5%) | 16 (15.5%) |

Overuse injuries

Out of the 53 registered overuse injuries, 36 were located in the lower limbs and 17 affected the knee (32.1%). At this level, the iliotibial band friction syndrome was the commonest injury (8 cases). Only 12 tendinopathies were registered: 5 cases of Achilles tendinopathy, 3 cases of patellar tendinopathy, 3 cases of lateral hamstrings tendinopathy at distal level, and 1 case of De Quervain's tendovaginitis (Table V). Only 3 cyclists referred undiagnosed activity-limiting patellofemoral pain.

Most overuse injuries were contractures and chronic muscle shortening (tensor fasciae latae muscles, hamstring muscles, cervical and lumbar paraspinal musculature, etc.) Muscle pathology in the lower limbs meant 26.4% of overuse lesions. Out of these, hamstrings contractures were the commonest, followed by quadriceps contractures.

Regarding the injury triggering mechanism, 47 lesions (88.7% of overuse injuries) were recurrent injuries (Table IV). Only 6 cases presented new injuries along the period of study. A 94.2% (49/53) of overuse injuries were considered minor or moderate according to the AIS classification (Table IV). As to the injury distribution, statistically significant differences were observed between

traumatic and overuse lesions (chi-square: $p < 0.001$).

Concerning forced inactivity, 42.7% of the considered injuries forced cyclists to suspend training sessions and competition for at least 1 week. Only 4 lesions (7.5%) forced over-1-month suspension (Table IV). This injury distribution showed statistically significant differences comparing to the traumatic injuries (chi-square: $p < 0.001$). A surgically treated patellar tendinopathy forced the longest period of inactivity (6 months).

Table V. Clinical diagnosis of the overuse injuries.

| | Overuse injuries |
|---|------------------|
| Knee | |
| Patellofemoral pathology | 3 (5.8%) |
| Patellar tendinopathy | 3 (5.8%) |
| Biceps femoris tendinopathy | 3 (5.8%) |
| Ilio-tibial band syndrome | 8 (14.4%) |
| Muscle Pathology | |
| Hamstrings contracture | 6 (11.5%) |
| Pyramidal syndrome | 1 (1.9%) |
| Gluteus major contracture | 1 (1.9%) |
| Quadriceps contracture | 4 (7.7%) |
| Triceps contracture | 2 (3.8%) |
| Spine | |
| Mechanical low back pain | 7 (13.5%) |
| Paraspinal Cervical muscles contracture | 5 (9.6%) |
| Lumbar discopathy | 2 (3.8%) |
| Other lesions | |
| Achilles tendinopathy | 5 (9.6%) |
| D'Quervain tendovaginitis | 1 (1.9%) |
| Dorsal midfoot ganglion | 1 (1.9%) |
| Total | 52 (100%) |

Injury risk rates

Global injury risk rates were 0.54 per year/cyclist, 2.19 per cyclist during the period of study, and 0.018 per every 1,000 km covered in either training or competition. Practically identical rates were obtained for traumatic and overuse lesions (Table VI).

Discussion

The present study contributes the epidemiology of the injuries suffered by a relatively large series of currently active professional cyclists in the last 4

Table VI. Exposure risk for traumatic and overuse injuries in elite professional cycling riders.

| Risk for Injury | Traumatic injuries | Overuse injuries | Total risk |
|-----------------------------|--------------------|------------------|------------|
| Per year/racer | 0.245 | 0.259 | 0.504 |
| Per racer | 0.980 | 1.039 | 2.019 |
| Per 1.000 km | 0.008 | 0.010 | 0.018 |
| Per day of competition/year | 0.0034 | 0.0036 | 0.007 |

years on average. Literature only comprises two relevant studies providing epidemiological data on the injuries suffered by professional road cycling racers (Barrios et al., 1997; Clarsen et al., 2010). The former comprises the injuries occurred between 1983 and 1995. At this time technical requirements were not as sophisticated as nowadays, and training programs were also not as demanding as in the present time. The latter is more recent and focuses on overuse injuries at low back level and anterior knee pain in a specific season (Clarsen et al., 2010). The questionnaires in this work were specifically aimed at low back pain and knee injuries. Thus, these pathologies may well have been oversized.

As to traumatic injuries, the ratio of fractures obtained in our study was 27.2%, the upper limbs being the most frequent location (67.8% of all fractures). Particularly, the clavicle was the most frequently affected bone, followed by carpal bones and distal forearms. These findings are rather similar to those obtained in a study from the mid-1970s on amateur cyclists (Bohlmann, 1981). It must be pointed out that our series includes a single lower limb fracture affecting the hip region. Only 3 cases reported traumatic head injury (without death risk). During the time covering this study helmets were mandatorily worn in all competitions. In fact, the approval and observance of this regulation in top-level cycling has considerably improved safety and remarkably reduced serious traumatic head injuries (Thompson & Patterson, 1998).

The highly frequent injuries at the scapulo-humeral girdle and upper limbs may be due to the falling mechanisms of these professionals. Competition is characterized by reduced reaction time in case of fall or accident, thus the upper limbs are used to make their body roll over their shoulder so as to prevent their face and head from hitting the asphalt. This mechanism makes the shoulder the first contact point with the ground, thus exposing professional cyclists to significantly higher risks of clavicle fracture than non-competing cyclists. Strikingly, 64% of fractures occur in competition, where group falls are difficult to prevent or avoid due to the proximity to the other racers.

A recent epidemiological study on 108 top-level cyclists along one season revealed that 58.3% of the studied individuals had suffered from overuse injuries. However, only 17% of the cases were reported as severe (Clarsen et al., 2010). In our series, overuse injuries affected a slightly higher percentage of cyclists (62.7%), but only 7.5% (4 cases) were considered severe, as they required over 28 days of forced inactivity. The data reported by Clarsen et al. (2010) and those of the present work differ from other epidemiological studies concerning leisure cycling. In a series of 518 amateur cyclists,

85% of them developed overuse lesions, although only 11% were considered severe (Wilber et al. 1995). The commonest anatomical location for overuse injuries in the group of cyclists analysed by Clarsen et al. (2010) was the cervical spine (49%), knee (41%), pelvic girdle (36%), hands (31%), and low back (30%). The authors refer that discomfort and uneasiness at neck, pelvis, shoulder, elbow, and ankle/foot level are not ordinarily taken into account by professional cyclists due to their tolerance threshold and are not therefore registered as overuse injuries.

In our series, overuse injuries meant 51.5% of all registered injuries. Unlike traumatic lesions, most overuse injuries affected the lower limbs (67.9%). A 26.4% of the injuries at this level were contractures or muscle shortening. Following Bahr's criteria (Bahr 2009), muscle contractures or shortening were only considered as injuries when they limited racers training and competition capacity for short periods of time. Hamstring and quadriceps were the most frequently affected muscle groups, thus highlighting the physiological demands of these muscles in road cycling (Watsford, Ditroilo, Fernández-Peña, D'amen, & Lucertini, 2010). These thigh muscles injuries (either anterior or posterior) only meant 6.4% of the cases in the study by Clarsen et al. (2010). These data are in disagreement with the figures found in the present study.

Regarding the diagnosis of muscle 'contractures' and 'shortening or retractions', some considerations should be mentioned. Some people more familiar with the physical conditioning world do not use the same concept of muscle 'contractures' as clinicians, and have difficulties to differentiate 'contractures' and 'muscle shortening or retractions'. In some sports, such as elite cycling, riders developed shortening of some muscle groups (iliopsoas, hamstrings) due to maintained unphysiological positions during cycling. These substantial muscle shortenings might have important clinical implications on spine-pelvic muscle imbalance. Curiously, Fuller's injury typology (Fuller et al. 2006) does not consider these muscle retractions as sports lesions. Muscle 'contractures' reflect a reversible shortening of the muscle due to overuse, causing the so-called delayed-onset muscle soreness. This clinical entity has been related to microscopic muscle fibre damage induced mainly by repeated eccentric muscle contractions. In our experience, elite road cyclist showed a high number of muscles 'contractures' presumably due to repetitive eccentric and concentric exercise. 'Contractures' are therefore considered to be overuse injuries and the incidence of these types of lesions deserves more attention and should be mentioned in sports injury surveillances. We suggest that the absence of reporting this, as an overuse injury, may be more

related with misdiagnosis than to lack of occurrence, and may give a distorted and restricted picture of the injury incidence.

Regarding knee overuse injuries, the most frequent diagnosis in our series was the iliotibial band syndrome, which was found in 8 out of 17 cases (14.8%) in which this joint was involved. This agrees with the increased interest in sports literature for this pathology affecting road cyclist (Holmes, Pruitt, & Whalen, 1993). However, in the most comprehensive study on overuse injuries on professional road cyclist so far published in the literature, Clarsen et al. (2010) do not mention any reference to the iliotibial band syndrome. One possible explanation could be the misdiagnosis or underestimation of this clinical entity by team physicians.

As to anterior knee pain, Clarsen et al. (2010) reported symptoms related to this condition in 36% of cyclist answering the questionnaire although only 26% required medical assistance. These authors however did not specify the clinical diagnosis underlying anterior knee pain. In our series, the knee complaints reached 32.1% of the interviewed racers. Only 5.8% of the cases required medical assistance due to anterior patellofemoral pain. This lower incidence of anterior knee pain in our study can be explained by the special attention paid by cycling teams to training modifications and physical therapy as soon as the earliest symptoms arise.

Another differential factor between top-level and recreational cyclists is the duration of sports inactivity period that they need to overcome injuries. Wilber et al. (1995) highlight that the recreational cyclists who suffered from severe overuse injuries had to interrupt their sports practice for 43 days on average and that 14 cases abandoned cycling due to injuries. Lower periods of forced inactivity were observed in top-level cyclists who also had severe overuse injuries. In our series, 92.5% of the injuries required less than 4 weeks of inactivity. In this sense, our data agree with the recent findings reported by Clarsen et al. (2010). We certainly believe that the high degree of motivation toward competition, as well as improved medical and health assistance in professional cycling teams, concerned with health and physical conditions, as well as multidisciplinary and prevention works through early detection and injury recovery, may well be key issues to reduce forced inactivity periods in top-level cyclists. This is pointed out by a study on elite British cyclists (Callaghan & Jarvis, 1996).

Some limitations concerning the data collection method and the injury registration should be considered in the present study. This is a cross-sectional study with retrospective data collection using interviews that covered a long period of the sport life of professional cyclist (2002–09; average 4

years). When working with elite athletes, it is really hard for many of them to remember previous injuries, especially the less severe ones. Therefore, some recall bias must be launched in this study making the true injury rates even higher than that recorded. In injury surveillance research it would be desirable to use a prospective design (Fuller et al. 2006; Bahr 2009), but it is not always possible. As other authors have claimed (Clarsen et al. 2010), a prospective injury register from a large group of top-level cyclists is almost impossible due to the individualized and highly variable international race program, and the different countries in which cyclist have their habitual residence. In such circumstances, retrospective athlete interviews and data collection provide a good coverage of injury occurrence, obviously, with some missing data. Finally, although retrospective injuries are prone to recall bias, prospective registration does not always result in more complete data, as shown in a recent study among World Cup skiers and snowboarders (Flørenes, Nordsetten, Heir, & Bahr, 2011).

A second problem is the registration method as regard the severity of overuse injuries. It is well known that many elite athletes continue to participate their training and competition despite pain and discomfort (Bahr 2009). In our experience, some overuse injuries such as neck and low back pain, and others related to cycling position such as buttock complaints, shoulder, wrist, ankle and foot discomfort, are not usually taken into consideration by the cyclist because they regard them as mild, familiar and not disabling conditions, associated with highly competitive races. Recent recommendations for recording overuse injuries suggest that severity should be measured based on functional level and not on time loss from sports (Bahr 2009). Again, measuring functional level after injury seems to be extremely difficult in retrospective reviews. Therefore, the method used for severity registration based on absence of competition might not reflect the true incidence and impact of these injuries on the performance of these cyclists. However, the time-loss definition is still the most commonly used in the literature, almost without exception, thus permitting comparison of data from other sports modalities (Bahr 2009). In any case, time-loss definition captures the most relevant injuries, those that directly influence the ability to take part in the races and should be considered as still having relevant value.

Top-level cyclists present a high injury risk rate (0.504 per year/cyclist) considering together both traumatic and overuse injuries. This means that at least one of each two cyclists is exposed to an injury every season. In fact, a total of 84.4% of the cyclists analysed in the present work presented at least one injury during the analysed 4-year period. Traumatic

and overuse injuries were evenly distributed. More than two thirds of the traumatic injuries occur in the upper extremity. Overuse injuries were frequent in the lower extremities affecting 62.7% of cyclists included in this series. The current study provides relevant information on the injury occurrence in still active top-level road cyclist. The impact of these injuries on the cyclist functional level and performance deserves further research.

References

- Bahr, R. (2009). No injuries, but plenty of pain? On the methodology for recording overuse symptoms in Sports. *British Journal of Sports Medicine*, 43, 966–972.
- Bahr, R., & Maehlum, S. (2003). *Clinical guide to sports injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Barrios, C., Sala, D., Terrados, N., & Valenti, J.R. (1997). Traumatic and overuse injuries in elite professional cyclists. *Sports Exercise and Injury*, 3, 176–179.
- Bohlmann, J.T. (1981). Injuries in competitive cycling. *Physician Sportsmedicine*, 9, 117–126.
- Callaghan, M.J., & Jarvis, C. (1996). Evaluation of elite British cyclists: The role of the squad medical. *British Journal of Sports Medicine*, 30, 349–353.
- Chow, T.K. (1993). Acute injuries from mountain biking. *Western Journal of Medicine*, 159, 145–148.
- Clarsen, B., Krosshaug, T., & Bahr, R. (2010). Overuse injuries in professional road cyclists. *American Journal of Sports Medicine*, 38, 2494–2501.
- Ekstrand, J. (2008). Epidemiology of football injuries. *Science and Sports*, 2, 73–77.
- Emond, S.D., Tayoun, P., Bedolla, J.P., & Camargo, Jr, C.A. (1999). Injuries in a 1-day recreational cycling tour: Bike New York. *Annals of Emergency Medicine*, 33, 56–61.
- Ettema, G., & Lorås, H.W. (2009). Efficiency in cycling: A review. *European Journal of Applied Physiology*, 106, 1–14.
- Flørenes, T.W., Nordsletten, L., Heir, S., & Bahr, R. (2011). Recording injuries among elite skiers and snowboarders—a methodological study. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 21, 196–205.
- Fuller, C.W., Ekstrand, J., Junge, A., Andersen, T.E., Bahr, R., Dvorak, J., Häggglund, M., McCrory, P., & Meeuwisse, W.H. (2006). Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 40, 193–201.
- Gaulrapp, H., Weber, A., & Rosemeyer, B. (2001). Injuries in mountain biking. *Knee Surgery, Sports Traumatology, & Arthroscopy*, 9, 48–53.
- Gosling, C.M., Gabbe, B.J., & Forbes, A.B. (2008). Triathlon related musculoskeletal injuries: The status of injury prevention knowledge. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 11, 396–406.
- Gross, M., Swensen, T., & King, D. (2007). Nonconsecutive-versus consecutive-day high-intensity interval training in cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39, 1666–1671.
- Hansen, K.S., Eide, G.E., Omenaas, E., Engesæter, L.B., & Viste, A. (2005). Bicycle-related injuries among young children related to age at debut of cycling. *Accident Analysis & Prevention*, 37, 71–75.
- Hansen, E.A., Rønnestad, B.R., Vegge, G., & Raastad, T. (2011). Cyclists improve pedalling efficacy and performance after heavy strength training. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, Dec 2. [Epub ahead of print]. <http://journals.humankinetics.com/ijsp-in-press/ijsp-in-press/cyclists-improve-peddalling-efficacy-and-performance-after-heavy-strength-training>
- Holmes, J.C., Pruitt, A.L., & Whalen, N.J. (1991). Cycling knee injuries: Common mistakes that cause injuries and how to avoid them. *Cycling Sciences*, 3, 11–14.
- Holmes, J.C., Pruitt, A.L., & Whalen, N.J. (1993). Iliotibial band syndrome in cyclists. *American Journal of Sports Medicine*, 21, 419–424.
- Holmes, J.C., Pruitt, A.L., & Whalen, N.J. (1994). Lower extremity overuse in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*, 13, 187–205.
- Joint Committee on Injury Scaling. (1980). *The Abbreviated Injury Scale (AIS), 1980 Revision*. American Association for Automotive Medicine, Arlington Heights, IL.
- Kronisch, R.L., Chow, T.K., Simon, L.M., & Wong, P.F. (1996). Acute injuries in offroad bicycle racing. *American Journal of Sports Medicine*, 24, 88–93.
- Leirdal, S., & Ettema, G. (2011). Pedaling technique and energy cost in cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43, 701–705.
- Laursen, P.B., Shing, C.M., Peake, J.M., Coombes, J.S., & Jenkins, D.G. (2002). Interval training program optimization in highly trained endurance cyclists. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34, 1801–1807.
- Mellion, M.B. (1991). Common cycling injuries: Management and prevention. *Sports Medicine*, 11, 52–70.
- Mellion, M.B. (1994). Neck and back pain in bicycling. *Clinics in Sports Medicine*, 13, 137–164.
- Rankin, J.W., & Neptune, R.R. (2010). The influence of seat configuration on maximal average crank power during pedaling: A simulation study. *Journal of Applied Biomechanics*, 26, 493–500.
- Santalla, A., Manzano, J.M., Pérez, M., & Lucía, A. (2002). A new pedaling design: The rotor-effects on cycling performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34, 1854–1858.
- Thompson, D.C., & Patterson, M.Q. (1998). Cycle helmets and the prevention of injuries. Recommendations for competitive sport. *Sports Medicine*, 25, 213–219.
- Wanich, T., Hodgkins, C., Columbier, J.A., Muraski, E., & Kennedy, J.G. (2007). Cycling injuries of the lower extremity. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 15, 748–756.
- Watsford, M., Ditroilo, M., Fernández-Peña, E., D'amen, G., & Lucertini, F. (2010). Muscle stiffness and rate of torque development during sprint cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42, 1324–1332.
- Wilber, C.A., Holland, G.J., Madison, R.E., & Loy, S.F. (1995). An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 16, 201–206.
- Yeung, J.H.H., Leung, C.S.M., Poon, W.S., Cheung, N.K., Graham, C.A., & Rainer, T.H. (2009). Bicycle related injuries presenting to a trauma centre in Hong Kong. *Injury*, 40, 555–559.



7th EFSMA - European Sports Medicine Congress

3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation
Annual Assembly of the German and the Austrian Society of Physical Medicine and Rehabilitation

Salzburg, 26th - 29th October 2011



CERTIFICATE

This is to certify that

Nieves the Bernardo

has participated in the

**7th EFSMA-European Sports Medicine Congress
3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation
Annual Assembly of the German and the Austrian Society
of Physical Medicine and Rehabilitation
26 – 28 October 2011 in Salzburg /Austria.**

as co-author of the oral presentation with the topic

Baropodometric Behavior of Foot in Cycling in Elite Route. Simulation by Means of 4 Controlled Tests

This Congress has been granted 28 points credit by the Austrian Medical Chamber.

Salzburg, 29th of Oktober 2011

Prof. Anton Wicker MD, PhD, MS,
President of the Organizing Committee

Baropodometric behavior of foot in cycling in elite route. Simulation by means of 4 controlled tests

Pablo Vera Ivars¹, Nieves de Bernardo², Michal Hadala³, Carlos Barrios³, Cesar Laiz Murcia¹

¹Physical Therapy and Exercise, Valencia, Spain

²CEU Cardenal Herrera, Valencia, Spain

³Valencia University, Valencia, Spain

Objective: Biomechanics is a science that has been applied from different points of view in Cycling. Due to it's a cyclical exercise, this science is more important than in other Sports. Therefore an optimal configuration in the symbiosis bike-rider guarantees a better performance. One of the most complicated item to study in the biomechanics of complex bike-rider is the transferred forces to the pedal. The baropodometry applied in cycling can know quantitatively the distribution of support forces that the foot exerts on the boot and this on the pedal. For the time being literature is not accurate in describing the distribution of plantar pressures and the methodology that was used to establish relationships between parameters such as pedaling cadence or power should be revised. The objective of this study is to first establish a base on foot baropodometric behavior in the road cycling. Second is to establish which parameters changes plantar pressures and which not.

Material/Methods: The study sample consists of 50 professional cyclists from different countries, the mean age is 25.7 ± 4.4 years, the mean weight is 68.78 ± 7.67 kg, the mean height of 1.78 ± 7 , 27 meters high and mean training is 27.9 ± 2.4 hours per week. All of them are active and show no previous symptoms. The baropodometric study was performed by Biofoot 6.0[®]. The sample collection protocol was based on 4 tests on a static Roller, 2 of them which changes the cadence keeping the power (80ppm, 100ppm / 180w) and in the other two tests the power was modified keeping the cadence (100ppm / 180w, 250w). Baropodometric data were compared with cyclist's biomechanical parameters (metatarsal formula, type of cleats, foot posture index, dominance, weight, hours of training, joint range of dorsiflexion of the foot, range of internal and external rotation of hip). The statistics are based on bivariate correlations for joint ranges and plantar pressures, and in an ANOVAS series for morphological parameters).

Results: Significant differences were found among all baropodometric tests, both in the variation of cadence and power variation in all areas (first test in first toe $147 \text{ kPa} \pm 133$; second test in first toe $183 \text{ kPa} \pm 173$; third test in first toe 378 ± 331 ; fourth test in first toe $640 \text{ kPa} \pm 446$). The areas that received more pressure are the first finger ($640 \text{ kPa} \pm 446,3$) and the first metatarsal ($738 \text{ kPa} \pm 528$), and areas that received less pressure were medial arch ($106 \text{ kPa} \pm 72$) and the heel ($120 \text{ kPa} \pm 90$). Regarding the modifying factors studied were significant differences in foot posture index, cyclist weight and type of cleats (rigid or mobile). All anatomical ranges studied (hip and ankle) had statistically significant, but only in certain areas (midfoot and first toe).

Conclusion: Knowing the pressure distribution pattern is helpful in the interpretation of the biomechanics of cycling, however should be considered that there are certain parameters, morphological (the bike), mechanical (the bike or boots) that modify plantar pressure and therefore the transferred forces. The optimization of all variables would improve the biomechanics and therefore the performance.

References

1. Sanderson DJ, Hennig EM. Inshoe pressure distribution in cycling and running shoes during steady-rate cycling. *Journal of Biomechanics*. 1993;26(3):318.
2. M Hadala, N de Bernardo, P Vera, et al. Pre-season screening of core muscle balance and control tests in the lumbar spine in professional road cyclists can we prevent uncontrolled movement? *Br J Sports Med*. 2011;45:351. DOI: 10.1136/bjsm.2011.084038.117 <http://bjsm.bmj.com/content/45/4/351.2>

Please cite as: Vera Ivars P, de Bernardo N, Hadala M, Barrios C, Laiz Murcia C. Baropodometric behavior of foot in cycling in elite route. Simulation by means of 4 controlled tests. In: 7th EFSMA – European Congress of Sports Medicine, 3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation. Salzburg, 26-29.10.2011. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2011. Doc11esm052. DOI: 10.3205/11esm052, URN: urn:nbn:de:0183-11esm0525
 Freely available from: <http://www.egms.de/en/meetings/esm2011/11esm052.shtml>



7th EFSMA - European Sports Medicine Congress

3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation
Annual Assembly of the German and the Austrian Society of Physical Medicine and Rehabilitation

Salzburg, 26th - 29th October 2011



CERTIFICATE

This is to certify that

Nieves de Bernardo

has participated in the

**7th EFSMA-European Sports Medicine Congress
3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation
Annual Assembly of the German and the Austrian Society
of Physical Medicine and Rehabilitation
26 – 28 October 2011 in Salzburg /Austria.**

as co- author of the oral presentation with the topic

**Clinical Patterns and Injury Exposure Rates in Elite Road Cycling Are Changing over the Last
Decade**

This Congress has been granted 28 points credit by the Austrian Medical Chamber.

Salzburg, 29th of Oktober 2011

Prof. Anton Wicker MD, PhD, MS,
President of the Organizing Committee

Clinical Patterns and Injury Exposure Rates in Elite Road Cycling Are Changing over the Last Decade

Pablo Vera Ivars¹, Nieves de Bernardo², Michal Hadala¹, Cesar Laiz Murcia¹, Carlos Barrios Pitarque³

¹Physical Therapy and Exercise, Valencia, Spain

²CEU Cardenal Herrera, Valencia, Spain

³Valencia University, Valencia, Spain

Objective: Different factors such as the recent bicycle technical improvements and the new training tools and conditioning protocols might have an incidence of injury occurrence in professional cycling. This issue has been not yet investigated.

This work was aimed at analyzing changes in injury clinical patterns and incidence within a group of elite cycling racers still in active and comparing injury rates with those reported for an historical group competing in 80's and early 90's.

Material/Methods: Injury/cyclist ratio was 1.32 in the HG and 2.13 in the CS. Traumatic injuries increased from 39.5% (HG) to 53.9% (CS) ($p < 0,05$). This increased did not mean greater severity. AIS severe traumatic lesions decrease from 49.9% in the HG to 10.5% in the CS. Tendinopathies around the knee (32.6%) and at the Achilles' tendon (15.4%) were the most common overuse injuries in the HG. Patellofemoral pain due to overuse decreased from 28.8% (HG) to 6.1% (CS). Muscle injuries implying absence of competition were only seen at the low back (13.4%) in the HG. Contrary, 50.7% of overuse injuries were due to muscle lesions in the CS group: 29.2% at the low back and 21.5% in muscles of the lower extremity. In HG racers, the rates of risk for traumatic injury were 0.104 per year/cyclist, and 0.003 per 1000 km of training and competition. This figures increased to 0.287 and 0.009 respectively in the CS group. The injury rates for overuse showed a lower increment.

Results: Professional cyclists still in active are exposed to a double risk of traumatic injuries than those competing in the 80's and early 90's. However, these lesions have less severity. Overuse injuries had a complete different clinical pattern in the current active cyclist; there were much more muscle injuries and less tendinous lesions than in the historical group.

Conclusion: Prevention programs should be reevaluated and focused on this new clinical nature of injuries.

References

1. Heesch KC, Garrard J, Sahlqvist S. Incidence, severity and correlates of bicycling injuries in a sample of cyclists in Queensland, Australia. *Accid Anal Prev.* 2011;43(6):2085-92.
2. McCarthy M, Gilbert K. Cyclist road deaths in London 1985-1992: drivers, vehicles, manoeuvres and injuries. *Accid Anal Prev.* 1996;28(2):275-9.
3. Walter SR, Olivier J, Churches T, Grzebieta R. The impact of compulsory cycle helmet legislation on cyclist head injuries in New South Wales, Australia. *Accid Anal Prev.* 2011;43(6):2064-71.

Please cite as: Vera Ivars P, de Bernardo N, Hadala M, Laiz Murcia C, Barrios Pitarque C. Clinical Patterns and Injury Exposure Rates in Elite Road Cycling Are Changing over the Last Decade. In: 7th EFSSMA – European Congress of Sports Medicine, 3rd Central European Congress of Physical Medicine and Rehabilitation. Salzburg, 26.-29.10.2011. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2011. Doc11esm054. DOI: 10.3205/11esm054, URN: urn:nbn:de:0183-11esm0544
Freely available from: <http://www.egms.de/en/meetings/esm2011/11esm054.shtml>

Barrios C*,# de Bernardo N,* Vera P,* Laíz C,* Hadala M,*,**

*Institute for Research on Musculoskeletal Disorders, School of Medicine, Valencia Catholic University; #Physical Therapy and Exercise Center, Valencia; ** Orthopedics and Trauma Unit, Dept. of Surgery, Valencia University Medical School.

Introduction

In the last decade, professional road cycling has been subject of deep transformations covering not only bicycle technical advances but also new training tools and conditioning protocols. The last program for injury prevention was the mandatory use of the helmet during racing in all categories being incorporated as a rule in early 90's. All these issues might have an incidence of injury occurrence in professional cycling, but this possible trend has been not yet documented.

Purpose of the study

The objective of this work was to analyze changes in injury clinical patterns and incidence within a group of elite cycling racers still in active and compare the injury rates with those reported for an historical group competing in 80's and early 90's.

Design

Epidemiologic retrospective study based on clinical oriented interviews

Setting

Clinical survey of all traumatic and overuse injuries occurred in male elite cyclists engaged in three professional teams

Participants

The historical group (HG) consisted in 65 professional road cyclists surveyed from 1983 to 1995 (Barrios *et al.* 1997). The current series (CS) of road cyclist included 51 elite racers reporting injuries from 2003 to 2009. The mean age of the HG was 25 years (range 21-32) and 25.8 (20-36) that of the CG (Table 1)

All were male racers competing for three professional teams, participating in road races all over Europe. Among them, there were winners of the Tour of France, Tour of Spain and Giro of Italy.

TABLE 1. Patients characteristics

| | Historical group n= 65 | Current series n= 51 |
|--|---------------------------|-------------------------|
| Age, yr | 25 (21-32) | 25.8 (20-36) |
| Height, cm | 172.4 (162-190) | 178.5 (164-196) |
| Weight, kg | 66.2 (54-88) | 68.7 (56-90) |
| Years as professional | 5 (3-7) | 4 (1-9) |
| Annual cycling distance, km | 34,000 | 30,000 |
| Annual competition days | 90 (60-130) | 70 (50-90) |
| Training and competition time (h/week) | 30.4± 3.1 | 28.3±2.4 |

Main Outcome Measures

Recording of all traumatic and overuse injuries. The severity of injuries was classified according to the Abbreviated Injury Scale (AIS) as minor, moderate, and severe. There were no injuries classified as life-threatening, severe and life-threatening, and severe with uncertain survival. The injury impact in terms of absence from sports activity due to a lesion was assessed using the Ekstrand 3-point scale (minor, moderate and severe). Different injury exposure rates were estimated, including the number of injuries per racer, per year and per 1000 km of both competing and training, and the number of injuries per racer and per 100 days of competition.

Results

Traumatic injuries increased from 38.4% to 48.6% (Table 2). This increased did not mean greater severity. In fact, AIS severe lesions decrease from 51.2% in the HG to 8% in the CS (Table 3). According to Ekstrand's classification for absence of competition, severe lesion decreased from 31.4% to 16.5% (Table 3).

TABLE 2. Injury occurrence in both series.

| | Historical group n= 65 | Current series n= 51 |
|------------------------------------|---------------------------|-------------------------|
| Total injuries | 86 | 103 |
| Trauma | 34 (39.5%) | 50 (48.5%) |
| Overuse | 52 (60.5%) | 53 (51.5%) |
| Cyclists free from injuries | 9 (13.8%) | 8 (15.7%) |
| Only trauma lesions | 19 (29.2%) | 13 (25.5%) |
| Only overuse injuries | 29 (44.6%) | 10 (19.6%) |
| Both trauma and overuse | 8 (12.3%) | 20 (39.2%) |
| Injury-cyclist ratio | 1.53 | 2.39 |
| Cyclist with >1 lesion | | 29 (67%) |

Tendinopathies were the most common overuse injuries in the HG (41.5%); Contrary, 56.6% of overuse injuries were due to muscle lesions in the CS group (Table 4-5). Most of these overuse injuries (89.6%) occurred during training periods in this group.

TABLE 4. Traumatic injuries.

| Injury clinical diagnosis | Anatomic location | Traumatic injuries n (%) | |
|-----------------------------|-----------------------------------|--------------------------|----------------|
| | | Historical group | Current series |
| Fractures | Clavicle | 9 (26.5%) | 11 (22%) |
| | Coracoid Process | 2 (5.9%) | |
| | Olecranon | | 3 (6%) |
| | Dital radius and ulna | 2 (5.9%) | |
| | Wrist | 2 (5.9%) | 4 (8%) |
| | Finger | | 1 (2%) |
| | Craneo-facial | 2 (5.9%) | 3 (6%) |
| | Ribs | 1 (2.9%) | 4 (8%) |
| | Spine | 1 (2.9%) | 1 (2%) |
| | Hip | 3 (8.8%) | 1 (2%) |
| | Ruptures | PCL | |
| MCL | | | 1 (2%) |
| Meniscus | | 1 (2.9%) | 3 (6%) |
| Laceración/contusión | Muscle | 1 (2.9%) | 1 (2%) |
| | | 8 (23.5%) | 10 (20%) |
| Sprain | Wrist | 1 (2.9%) | |
| | First metacarpal-phalangeal joint | 1 (2.9%) | |
| Dislocation | Ankle | | 2 (4%) |
| | Glenohumeral | | 3 (6%) |
| Others | Posttraumatic Cocciogodinea | | 1 (2%) |
| | Total | 34 (100%) | 50 (100%) |



Conclusions

Professional cyclists still in active are exposed to a double risk of traumatic injuries than those competing in the 80's and early 90's. However, these lesions have less severity. Exposure to overuse remains almost equal, but with a complete different clinical pattern.

In the current active cyclist, there were much more muscle injuries and less tendinous lesions than in the historical group, indicating a change in overuse injury pattern.

Prevention programs should be reevaluated.

References

Barrios C, Sala D, Terrados N, Valentí JR. Traumatic and overuse injuries in elite professional cyclists. *Sports Exercise and Injury* 3:176-179; 1997

TABLE 3. Injury distribution according to the abbreviated injury scale (AIS) and the time period of absence of competition.

| | HG Traumatic injuries | HG Overuse injuries | CS Traumatic injuries | CS Overuse injuries |
|---------------------------------------|-----------------------|---------------------|-----------------------|---------------------|
| Abbreviated injury scale (AIS) | | | | |
| 1 | 2 (5.9%) | 34 (65.4%) | 17 (34%) | 49 (94.2%) |
| 2 | 15 (44.1%) | 16 (30.7%) | 29 (58%) | 1 (1.9%) |
| 3 | 13 (38.2%) | 2 (3.8%) | 4 (8%) | 2 (3.8%) |
| 4 | 3 (8.8%) | - | - | - |
| 5 | 1 (2.9%) | - | - | - |
| Absence of competition (days) | | | | |
| 1-7 | 2 (5.9%) | 13 (25%) | 12 (24%) | 25 (47.2%) |
| 7-28 | 22 (64.7%) | 36 (69.2%) | 26 (52%) | 24 (45.3%) |
| More than 28 | 10 (29.4%) | 3 (5.8%) | 12 (24%) | 4 (7.5%) |

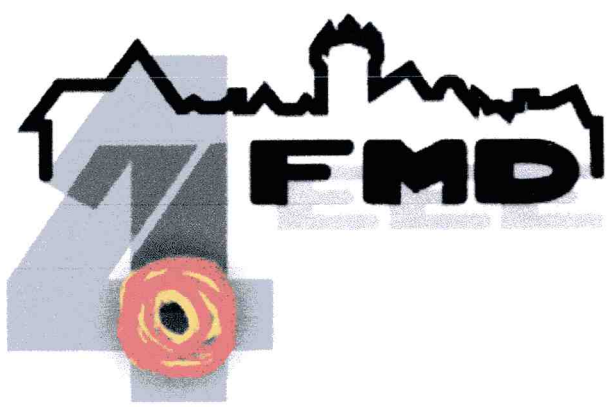
TABLE 5. Overuse injuries.

| | Historical Group n (%) | Current Series n (%) |
|---|------------------------|----------------------|
| Knee | 33 (63.4%) | 17 (32.1%) |
| Femoropatellar pathology | 15 (28.8%) | 3 (5.8%) |
| Patellar tendinopathy | 10 (19.2%) | 3 (5.8%) |
| Quadriceps tendinopathy | 4 (7.7%) | - |
| Bicipital tendinopathy | 1 (1.9%) | 3 (5.8%) |
| Ilio-tibial band syndrome | 2 (3.8%) | 8 (14.4%) |
| Prepatellar bursitis | 1 (1.9%) | |
| Muscle Pathology | | 14 (26.4%) |
| Hamsstrings contracture | | 6 (11.5%) |
| Pyramidal syndrome | | 1 (1.9%) |
| Gluteus major contracture | | 1 (1.9%) |
| Quadriceps contracture | | 4 (7.7%) |
| Triceps contracture | | 2 (3.8%) |
| Spine | 7 (13.4%) | 14 (27.2%) |
| Mechanical low back pain | 7 (13.4%) | 7 (13.5%) |
| Paraspinal cervical muscles contracture | | 5 (9.6%) |
| Lumbar discopathy | | 2 (3.8%) |
| Other lesions | 12 (23.1%) | 7 (12.7%) |
| Aquilles tendinitis | 8 (15.4%) | 5 (9.6%) |
| D Quervain tendinitis | 1 (1.9%) | 1 (1.9%) |
| Wrist synovitis | 1 (1.9%) | 1 (1.9%) |
| Dorsal midfoot ganglion | | 1 (1.9%) |
| Plantar fasciitis | | 1 (1.9%) |
| Pubis osteopathy | | 1 (1.9%) |
| Iliac artery endofibrosis | | 1 (1.9%) |
| TOTAL | 52 (100%) | 53 (100%) |



TABLE 6. Exposure risk for traumatic and overuse injuries in elite professional cycling riders

| Risk for injury | Historical group | | | Current series | | |
|------------------------------------|--------------------|------------------|------------|--------------------|------------------|------------|
| | Traumatic injuries | Overuse injuries | Total risk | Traumatic injuries | Overuse injuries | Total risk |
| Per year/racer | 0.11 | 0.17 | 0.28 | 0.245 | 0.259 | 0.504 |
| Per racer | 0.54 | 0.86 | 1.40 | 0.980 | 1.039 | 2.019 |
| Per 1.000 km | 0.003 | 0.005 | 0.008 | 0.008 | 0.010 | 0.018 |
| Per day of competition/year | 0.001 | 0.002 | 0.003 | 0.0034 | 0.0036 | 0.007 |



CONGRESO de la FEDERACIÓN ESPAÑOLA de MEDICINA del
DEPORTE
PALACIO de la MAGDALENA SANTANDER 21-24 NOV
2012

D^a. BEGOÑA MANUZ GONZÁLEZ, en su calidad de Vicepresidenta del
Comité Organizador del 14º CONGRESO NACIONAL DE LA FEDERACIÓN
ESPAÑOLA DE MEDICINA DEL DEPORTE,

CERTIFICA que:

La comunicación científica: **CAMBIOS EN LOS PATRONES CLÍNICOS Y EN
LAS TASAS DE EXPOSICIÓN A LESIONES EN EL CICLISMO DE RUTA A
NIVEL PROFESIONAL DURANTE LA ÚLTIMA DÉCADA**

Cuyos autores son: **Barrios C, de Bernardo N, Vera P, Laíz C, Hadala M.**

ha sido presentada en el 14º CONGRESO NACIONAL DE LA FEDERACIÓN
ESPAÑOLA DE MEDICINA DEL DEPORTE, celebrado en Santander, del 21
al 24 de noviembre de 2012.

Lo que certifico a los efectos oportunos en Santander a 24 de noviembre de
2012.

Secretaría Científica. Federación Española de Medicina del Deporte
Correo electrónico: presidencia@femede.es
Tno: 948 26 77 06
Apartado de Correos 1207
31080 – Pamplona (Spain)

CO-43. CAMBIOS EN LOS PATRONES CLÍNICOS Y EN LAS TASAS DE EXPOSICIÓN A LESIONES EN EL CICLISMO DE RUTA A NIVEL PROFESIONAL DURANTE LA ÚLTIMA DÉCADA

Barrios C^{1,2}, de Bernardo N^{2,3}, Vera P³, Laiz C³, Hadala M¹.

¹Instituto Universitario de Investigación en Enfermedades Músculo-Esqueléticas, Universidad Católica de Valencia,

²Physical Therapy and Exercise Centre, Clínica Artes, Valencia,

³Departamento de Fisioterapia, Universidad cardenal herrera-CEU, Valencia.

Introducción: Las recientes mejoras técnicas en bicicleta y las nuevas herramientas y protocolos de entrenamiento podrían estar teniendo una importante repercusión sobre la incidencia y el patrón clínico de las lesiones en el ciclismo profesional de ruta. Este problema no ha sido aún investigado. El presente trabajo tiene como objetivo analizar los cambios en el tipo e incidencia de lesiones sufridas por un grupo de corredores de élite aún en activo y compararlos con las lesiones de un grupo histórico de corredores que compitió en los años 80 y principios de los 90.

Métodos: Estudio epidemiológico descriptivo basado en encuestas clínicas sobre todas las lesiones traumáticas y por sobrecarga ocurridas en dos series de ciclistas de élite, todos varones. El grupo histórico (GH) estaba constituido por 65 ciclistas profesionales encuestados de 1983 a 1995. La serie actual (SA) incluyó a 66 corredores de élite en activo durante los años 2003 a 2010. Todos los sujetos participaban en carreras de ruta de alto nivel del calendario internacional. Se obtuvieron diferentes tasas de exposición de lesiones traumáticas como por sobrecarga: número de lesiones por cada corredor, por año y por cada 1000 km de ciclismo, y número de lesiones por cada corredor y por día de la competición.

Resultados: la relación lesiones/ciclista fue de 1,32 en el GH y 2,13 en el SA. Las lesiones traumáticas se incrementaron de 39,5% (GH) a 53,9% (SA) ($p < 0,05$). Este aumento no significó mayor severidad. De hecho, las lesiones traumáticas graves (AIS-4,5) disminuyeron del 49,9% en el GH al 10,5% en el SA. Las tendinopatías alrededor de la rodilla (32,6%) y en el tendón de Aquiles (15,4%) fueron las lesiones por sobrecarga más frecuentes en el GH. El dolor femoropatelar por sobrecarga disminuyó de 28,8% (GH) a 6,1% (SA). Las lesiones musculares que condicionaron ausencia de la competición sólo se observaron en la zona lumbar (13,4%) en el GH. Al contrario, el 50,7% de las lesiones por sobrecarga se debían a lesiones musculares en el grupo SA: 29,2% en la zona lumbar y el 21,5% en los músculos de la extremidad inferior. En los corredores del GH, los índices de riesgo de lesión traumática eran 0,104 por año/ciclista, y 0,003 por cada 1000 kilómetros de entrenamiento y competición. Esta cifra aumentó a 0,287 y 0,009, respectivamente, en el grupo SA. Las tasas de lesiones por sobrecarga mostraron un incremento menor.

Conclusión: Los ciclistas profesionales hoy en activo están expuestos a un doble riesgo de sufrir lesiones traumáticas que los que competían en los años 80-90. Sin embargo, estas lesiones tienen menos severidad. Las lesiones por sobrecarga presentan actualmente un patrón clínico diferente con muchas más lesiones musculares y menos lesiones tendinosas que en el grupo histórico. Estos datos pueden ser de utilidad para diseñar protocolos de prevención de lesiones en este deporte.

Palabras clave: Ciclismo de ruta. Lesiones traumáticas. Lesiones por sobrecarga. Epidemiología.

CO-44. PATRÓN DE DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES PLANTARES DURANTE EL PEDALEO EN CICLISTAS DE ÉLITE CON SÍNDROME DE CINTILLA ILIOTIBIAL. DIFERENCIAS CON CICLISTAS ASINTOMÁTICOS

De Bernardo N^{1,2}, Vera P², Barrios C^{2,3}, Laiz C², Hadala M³.

¹Departamento de Fisioterapia, Universidad Cardenal Herrera-CEU, Valencia; ²Physical Therapy and Exercise Centre, Clínica Artes, Valencia; ³Instituto Universitario de Investigación en Enfermedades Músculo-Esqueléticas, Universidad Católica de Valencia.

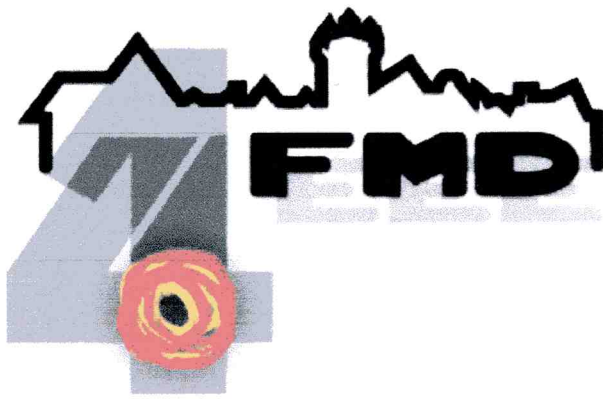
Introducción: Una leve variación biomecánica puede condicionar la transmisión de las fuerzas sobre el pedal y por tanto el trabajo cinético de la extremidad inferior en el ciclista. Hasta la fecha no existen estudios que relacionen la distribución de presiones plantares durante el ciclo del pedaleo y el Síndrome de la Cintilla Iliotibial (SCIT) en ciclismo profesional, entidad clínica de marcada incidencia en este deporte. Este trabajo tiene como objetivo determinar el patrón baropodométrico de los ciclistas con historial previo de SCIT en un grupo de ciclistas profesionales de ruta comparándolo con aquellos libres de lesión por sobrecarga.

Métodos: El grupo del estudio estuvo formado por 50 ciclistas varones pertenecientes a un equipo Pro-Tour y 2 equipos UCI Pro-Continentales. La edad media del grupo fue de $25,7 \pm 4,5$ años (rango, 20-36), la altura media $178,5 \pm 7,2$ cm, el peso medio $68,8 \pm 7,6$ kg y la media de horas de entrenamiento y competición fue de $27,90 \pm 2,5$ horas/semana. El análisis de la distribución de presiones plantares se realizó con el sistema de plantillas instrumentadas Biofoot® 6.0, colocadas como interfase entre el calzado del ciclista y el pie. Se registraron las presiones plantares de ambos pies durante el ciclo del pedaleo a diferentes valores de cadencia y potencia.

Resultados: Aquellos ciclistas que presentaban historial previo de Síndrome de Cintilla Iliotibial (SCIT) mostraron diferencias significativas en relación a aquellos que no habían sufrido esta entidad clínica. Se observó un incremento de la Presión máxima registrada en el área C3 (metatarsianos IV y V) del pie izquierdo en el grupo de SCIT tanto en la Prueba 2 (ciclo de pedaleo sentado a 100 rpm de cadencia y 100 watt de potencia) (137 kPa en grupo SCIT frente a 57,5 kPa en sujetos sin patología) ($p=0,003$) como en la Prueba 3 (ciclo de pedaleo sentado a 100 rpm de cadencia y 200 watt de potencia) (233 kPa en grupo SCIT frente a 59 kPa en grupo Normal) ($p=0,001$). El aumento de la Potencia durante el ciclo de pedaleo se tradujo en un incremento de más del triple en los valores de Presión máxima registrados en la zona plantar metatarsal más externa de aquellos ciclistas con SCIT.

Conclusión: El patrón baropodométrico del ciclo de pedaleo en los ciclistas de élite con historial de síndrome de Cintilla Iliotibial presenta una distribución específica con un aumento significativo de presiones máximas en la parte externa del pie (área C3) en relación a los sujetos libres de lesión por sobrecarga. El estudio de la distribución de presiones plantares en los ciclistas profesionales debe ser tenido en cuenta, a la hora de establecer programas de prevención de lesiones por sobrecarga, ya que son marcadores de alteraciones biomecánicas.

Palabras clave: Síndrome de la cintilla iliortibial. Baropodometría. Ciclismo en ruta.



CONGRESO de la FEDERACIÓN ESPAÑOLA de MEDICINA del
DEPORTE
PALACIO de la MAGDALENA SANTANDER 21-24 NOV
2012

D^a. BEGOÑA MANUZ GONZÁLEZ, en su calidad de Vicepresidenta del
Comité Organizador del 14^o CONGRESO NACIONAL DE LA FEDERACIÓN
ESPAÑOLA DE MEDICINA DEL DEPORTE,

CERTIFICA que:

La comunicación científica: **PATRÓN DE DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES
PLANTARES DURANTE EL PEDALEO EN CICLISTAS DE ÉLITE CON
SÍNDROME DE CINTILLA ILIOTIBIAL. DIFERENCIAS CON CICLISTAS
ASINTOMÁTICOS**

Cuyos autores son: **De Bernardo N, Vera P, Barrios C, Laíz C, Hadala M.**

ha sido presentada en el 14^o CONGRESO NACIONAL DE LA FEDERACIÓN
ESPAÑOLA DE MEDICINA DEL DEPORTE, celebrado en Santander, del 21
al 24 de noviembre de 2012.

Lo que certifico a los efectos oportunos en Santander a 24 de noviembre de
2012.

Secretaría Científica. Federación Española de Medicina del Deporte
Correo electrónico: presidencia@femede.es
Tno: 948 26 77 06
Apartado de Correos 1207
31080 – Pamplona (Spain)

