



Departamento de Podología  
Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud  
Universidad de Sevilla



***Determinación de la posición de la cala en base a los  
parámetros del miembro inferior del ciclista***

**Javier Ramos Ortega**

**TESIS DOCTORAL**

**- 2009 -**

**DIRECTORES:**

**Prof. Dr. D. Pedro V. Munuera Martínez**

**Prof. Dr. D. Gabriel Domínguez Maldonado**

## **AGRADECIMIENTOS**

A los Doctores D. Pedro V. Munuera Martínez y D. Gabriel Domínguez Maldonado, por sus brillantes conocimientos en la elaboración de trabajos como el que hemos realizado y sin cuyas ayudas no habría sido posible el resultado obtenido.

A la Doctora Dña. Ana Fernández Palacín por su paciencia e inestimable colaboración a la hora de prestar asesoramiento sobre el análisis estadístico de los datos obtenidos.

Al Doctor D. Guillermo Lafuente Sotillos, Director del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla por haberme permitido utilizar dichas instalaciones sin la más mínima objeción.

A todos los ciclistas que de forma voluntaria y desinteresada han tenido la deferencia de participar en el estudio que hemos llevado a cabo.

A mi familia  
Especialmente a Bárbara

ÍNDICE	PAG.
1. INTRODUCCIÓN	2
1.1. Contexto histórico	2
1.2. Definición del problema de investigación	2
1.3. Justificación del estudio	6
2. MARCO TEÓRICO	10
2.1. Anatomía del miembro inferior	11
2.1.1. Osteología	11
2.1.1.a Fémur	11
2.1.1.b Rótula	12
2.1.1.c Pierna	14
2.1.1.d Pie	14
2.1.2. Cinemática	17
2.1.2.a Cadera	17
2.1.2.b Rodilla	18
2.1.2.c Pie	20
2.2. Biomecánica del pie en el ciclismo	22
2.2.1. Ciclos del pedaleo: plano sagital	22
2.2.1.a Fase de descenso	22
2.2.1.b Fase de ascenso	25
2.2.2. Ciclos del pedaleo: planos frontal y transversal	26
2.2.3. Biomecánica de la unión pie-pedal	29
2.2.3.a Distribución de las presiones	29
2.2.3.b Momentos en el miembro inferior	31
2.2.3.c Ajustes cala-pedal	37
2.2.3.d Influencias anatómicas	39
3. OBJETIVOS	44
4. HIPÓTESIS	46
5. MATERIAL Y MÉTODO	48
5.1. Tipo de diseño	48
5.2. Características generales de la población de estudio	48
5.3. Criterios de inclusión en los distintos grupos del estudio	49
5.4. Cálculo del tamaño de la muestra	50

5.5. Variables de estudio	51
5.6. Aspectos éticos	52
5.7. Método de registro de variables	53
5.7.1. Variables independientes	53
5.7.2. Variable dependiente	55
5.8. Características de la cámara de fotos, el aparato de rayos X y el chasis	58
5.9. Medidas realizadas	59
5.9.1. Medidas en la radiografía	59
5.9.2. Medidas en la fotografía	60
5.10. Protocolo de realización de las medidas	61
5.11. Análisis estadístico de los datos	62
5.11.1. Fiabilidad de las medidas	63
5.11.2. Depuración estadística	63
5.11.3. Correlaciones múltiples	63
5.11.4. Regresión lineal múltiple	63
<b>6. RESULTADOS</b>	<b>66</b>
6.1. Coeficiente de correlación intraclase	66
6.2. Descripción global de la muestra	66
6.3. Análisis descriptivo de las variables	69
6.4. Comparación de las variables en función de la lateralidad	73
6.5. Coeficientes de correlación	79
6.6. Coeficientes de regresión lineal	80
6.6.1. Modelo ángulo foto	81
6.6.2. Modelo ángulo cala-tarso menor	81
6.6.3. Ángulo cala – II metatarsiano	82
6.6.4. Modelo distancia I metatarsiano	83
6.6.5. Modelo distancia punta-cala	83
<b>7. DISCUSIÓN</b>	<b>85</b>
7.1 . Coeficientes de regresión lineal	95
7.2 . Limitaciones	105
7.3 Futuras investigaciones	106
<b>8. CONCLUSIONES</b>	<b>109</b>

9. RESUMEN	111
10. BIBLIOGRAFÍA	113
11. ANEXOS	141

# INTRODUCCIÓN

## **1. INTRODUCCIÓN**

### **1.1 Contexto histórico**

El ciclismo comienza siendo un deporte minoritario a comienzos del siglo XX. Es en julio de 1903 cuando un grupo de atletas amateur da origen a una nueva competición ciclista: “El Tour de Francia”. Los participantes fueron 60 corredores de clase obrera, agricultores y herreros los más frecuentes, y siendo el ganador un deshollinador francés llamado Maurice Garin. A partir de este momento, este deporte comienza a crecer, convirtiéndose en el deporte de masas que es hoy en día <sup>(1)</sup>.

El perfil del ciclista cambia de manera notable, ya que mientras en un principio eran simples trabajadores que participaban en sus ratos libres, actualmente son deportistas de élite que dedican todo su tiempo a prepararse físicamente. Ese cambio de perfil del ciclista unido al auge entre la población, en cierta medida gracias al desarrollo de nuevas competiciones, hacen que se invierta tiempo y dinero en nuevos avances tecnológicos, apareciendo a partir de 1980 algunos importantes y denominándose los años de los modernos campeones. Estos van a ser nuevos equipamientos tales como cascos aerodinámicos, bicicletas más ligeras y aerodinámicas, llegando a diseñarlas en función del perfil de la etapa a disputar o sistemas de pedales muy sofisticados. Estos últimos constan de un sistema automático basado en la fijación de la zapatilla al pedal a través de una pieza que se encuentra en la suela de la misma denominada cala, la cual es de plástico, tiene forma triangular y permite un ajuste anteroposterior y rotacional.

### **1.2. Definición del problema de investigación**

En los últimos años, ha habido un aumento del uso de la bicicleta, tanto desde un punto de vista lúdico como competitivo, generando un incremento en la incidencia de lesiones a nivel de la rodilla, quizás dada la complejidad del sistema ciclista-bicicleta. Dicha articulación es la que soporta gran parte de las cargas durante el gesto del pedaleo, pudiendo incidir una fuerza de compresión



media de 75 Kg (correspondiente a 736 N) para una persona cuyo peso sea 60 Kg <sup>(2)</sup>.

Este tipo de lesiones son las más comunes entre los ciclistas, siendo el 25% de todas las lesiones no traumáticas que padecen <sup>(3, 4)</sup>. Pueden afectar a ciclistas de cualquier nivel, siendo más frecuentes entre los de un alto nivel dado la gran cantidad de kilómetros que recorren en los entrenamientos <sup>(5)</sup>. Dichas lesiones pueden ir desde leves molestias al bajar unas escaleras o tras una larga caminata, hasta una imposibilidad para pedalear. Son pocos los datos que se tienen registrados durante los últimos años respecto a la incidencia de las molestias de las rodillas de los ciclistas. Los tipos más frecuentes de lesiones por sobrecarga en el ciclismo engloban dolor femoropatelar o molestias latero-mediales en la articulación de la rodilla <sup>(3, 5-7)</sup>.

Erickson <sup>(8)</sup> refirió como causa de lesión la orientación entre las partes del miembro inferior, generando ello patrones de cargas anómalos y contribuyendo a la aparición de problemas a nivel de las articulaciones femoropatelar, tibiofemoral o ambas. Es decir, fuerzas que se generan a nivel del pie produciendo momentos varos o valgos, influyen en los generados a nivel de la rodilla, modificando la orientación del tendón rotuliano y así, la optimización de la contracción del cuádriceps. Éste determinó las cargas varas o valgas en la articulación de la rodilla durante el pedaleo, refiriendo un dominio de las cargas en varo, siendo similares a las registradas cuando andamos, pero a diferentes ángulos de extensión de rodilla.

Las lesiones por sobrecarga en la rodilla a nivel infrapatelar también pueden ser debidas a un gran momento extensor asociado a una alta cadencia de pedaleo <sup>(9, 10)</sup>. De hecho, los momentos de rodilla varos o valgos pueden afectar a la tensión del tendón rotuliano generando dolor, ya que se traccionará de ella tanto lateral como medialmente de su mortaja intercondílea. Problemas en la zona lateral son asociados más comúnmente con momentos varos generando cargas a nivel de las estructuras laterales, mientras que los que aparecen en la medial son por momentos valgos <sup>(9, 11)</sup>. Momentos axiales en la rodilla pueden estar asociados tanto con dolor infrapatelar como latero-medial dado el eje axial

tan importante que constituye la tibia, transformando movimientos pronosupinatorios del pie en momentos rotacionales a nivel de la rodilla.

Muchas de las investigaciones en relación a las lesiones por sobrecarga en la carrera y el ciclismo se centran en desequilibrios anatómicos en el miembro inferior como la causa de las mismas <sup>(4, 9, 12-15)</sup>. Schuster <sup>(16)</sup> describió desequilibrios en la propia orientación de los huesos de la pierna y el pie. Estas variaciones estructurales afectan primariamente a la función del pie con movimientos pronosupinatorios como reacción al aplicar las fuerzas. Es decir, si la aplicación de las fuerzas en el pedal no presenta un patrón de normalidad, dichas alteraciones van a afectar a la rodilla con la condición de que en este deporte se trabaja siempre en cadena cinética cerrada siendo el pie, dada esa condición de cadena, el que influya en gran medida sobre los movimientos de las articulaciones femoro-tibial y femoro-patelar.

Weiss <sup>(17)</sup> evaluó 132 ciclistas amateurs en una carrera de 500 millas en 8 días. El 35 % de los corredores presentaron algún tipo de molestias en la rodilla, siendo del 21% los que manifestaron dolor significativo. Estos hallazgos ilustran de forma clara el patrón común de lesiones en la rodilla por sobrecarga, ya que el dolor en la parte anterior de la misma correspondiente a la zona patelo-femoral fue el más común (33%), y el dolor a nivel lateral atribuido al síndrome de la cintilla iliotibial, la segunda más frecuente (7%). Dannenberg et al. <sup>(18)</sup> encontraron que de 1638 ciclistas no profesionales que participaron en la carrera de 339 millas durante 6 días, 76 ciclistas solicitaron tratamiento de lesiones por sobrecarga, siendo a nivel de la rodilla el 43% de éstos. Wilber et al. <sup>(19)</sup> intentaron analizar las lesiones por sobrecarga entre ciclistas hombres y mujeres aficionados en California mediante el envío de 2500 cuestionarios por correo. De las 518 respuestas, obtuvieron que los problemas de rodilla constituían la segunda causa (41.7%). Callaghan y Jarvis <sup>(20)</sup> encontraron en ciclistas de élite problemas de rodilla en el 33% de todos sus informes de lesiones, aunque no se realizó una distinción entre las distintas zonas o estructuras. Holmes et al. <sup>(21)</sup> analizaron una serie de 300 ciclistas tanto de élite como aficionados. A todos los niveles, el dolor anterior de la rodilla tuvo el mayor porcentaje (37%) y a nivel lateral, el segundo (14%). Atendiendo a los datos, podemos decir que las

lesiones van a afectar a todo tipo de ciclistas, aunque con mayor incidencia en los que desarrollan una actividad de alta intensidad sin formar parte de la élite del deporte. Ello se debe quizás a la falta de asesoramiento técnico y médico adecuado como los ciclistas de élite a pesar de desarrollar una intensidad deportiva muy similar. Los problemas a nivel de rodilla son tan comunes en el ciclismo que ha sido etiquetado como “biker’s knee” <sup>(22)</sup> o “cyclist’s knee” <sup>(23)</sup> (rodilla del ciclista).

Si tenemos en cuenta que el mecanismo del pedaleo conlleva la transferencia de fuerzas desde los músculos del miembro inferior a través del pie hasta el pedal, cualquier modificación que se produzca de orientación ya sea ósea, musculoligamentosa o mecánica, va a influir en la biomecánica del pedaleo y por lo tanto, en la posibilidad de que aparezcan lesiones por estrés de determinadas estructuras debido al efecto acumulativo de los tejidos.

El ciclismo es un deporte cuyo gesto deportivo se repite constantemente, con escasa posibilidad de modificación del mismo, por lo que el ajuste entre el ciclista y la bicicleta ha de ser perfecto. Por lo tanto, se han de considerar no sólo las variables ajustables propias de la bicicleta como son la altura e inclinación del sillín, la distancia del manillar, o el tipo de calzado cuya importancia es indiscutible, sino también las propias intrínsecas en el miembro inferior del ciclista <sup>(24, 25)</sup>. Estas últimas son propias de cada deportista, no existiendo reglas que nos orienten en qué medida nos pueden afectar durante el pedaleo y qué grado de incidencia tienen en las lesiones más frecuentes que padece el ciclista.

Hasta ahora, la mayoría de los estudios se han centrado en cuantificar los momentos que se producían a nivel de las tres articulaciones del miembro inferior (cadera, rodilla y tobillo) en función de distintas variables como pueden ser la longitud de la biela, la cadencia de pedaleo o la resistencia <sup>(26-30)</sup>, no estudiando la relación existente entre las características torsionales y rotacionales del miembro inferior con una posición determinada de la cala. Dado que el tipo de pedal que se utiliza actualmente no permite movimientos libres en

el plano transversal durante el pedaleo, la posición que presente la cala será inamovible y constituirá un punto de fijación para todo el miembro inferior.

## 1.2. Justificación del estudio

A través de diversas investigaciones <sup>(22, 31)</sup>, el ajuste de la bicicleta al corredor ha sido un elemento de análisis en pro de conseguir los reglajes más exactos para cada ciclista, a fin de evitar posibles lesiones. La altura del sillín, la longitud de la potencia del manillar o de la biela son los más comunes, pero existe un vacío en relación a la determinación de la posición exacta de la cala en la zapatilla.

Cargas repetidas en las estructuras viscoelásticas de la rodilla causan lesiones por sobrecarga. En la fatiga de los materiales viscoelásticos, tanto la repetición de cargas muy intensas como cargas sin tiempo apropiado para volver a un estado inicial causará el fallo de los tejidos y consecuentemente, la lesión del mismo <sup>(32)</sup>. En el ciclismo, cada una de las cargas se desarrolla tanto por pedalear a altas intensidades, como por recorrer largas distancias. Las lesiones en el ciclismo también pueden ser debidas a desalineaciones en el conjunto ciclista-bicicleta. Hay que considerar que el pie está restringido por el pedal a un patrón circulatorio en el plano sagital y que los sistemas de anclaje zapatilla-pedal no permiten movimientos de ambas partes en los tres planos (algunos pedales permiten leves movimientos en el plano transversal). Si los segmentos del miembro inferior (pierna y pie), no describen una trayectoria normal durante el pedaleo, las fuerzas generadas en el pedaleo aportarán cargas añadidas a las articulaciones, las cuales no están asociadas con la propulsión de la bicicleta <sup>(33)</sup>.

Las lesiones por sobrecarga asociadas a desalineaciones entre la bicicleta y el ciclista se denominan lesiones patomecánicas <sup>(34)</sup>, ya que pueden causar problemas crónicos de rodilla <sup>(35)</sup>.

Chen et al. <sup>(36)</sup> mostraron que el complejo pie-tobillo soporta pares de movimientos derivados de aplicar la fuerza sobre el pedal. Estos pares de

fuerzas son el resultado del bloqueo anatómico de la articulación y de la orientación tridimensional de sus ejes <sup>(37)</sup>.

Hannaford <sup>(3)</sup> utilizó un pedal ajustable para alterar la posición del pie, de manera que la tuberosidad tibial describiera una trayectoria vertical más lineal en cada golpe de pedal. Observó que el patrón descrito por la tuberosidad anterior de la tibia reflejaba el alineamiento del miembro inferior, facilitando de esta manera una metodología en la cual se puede examinar la cinemática de la rodilla en un plano frontal. Los resultados obtenidos son de tipo cualitativo, siendo más comprensible un estudio de tipo cuantitativo para suministrar datos numéricos exactos del efecto en la rodilla de los momentos que en ella se producen.

Estos problemas de rodilla son similares a las lesiones por sobrecarga en corredores, los cuales son ampliamente investigados en numerosos estudios <sup>(12, 15, 38)</sup>. Buchbinder et al. <sup>(39)</sup> demostraron la relación entre las pronaciones anómalas en los corredores y la condromalacia rotuliana en los mismos. Dichas pronaciones generan rotaciones tibiales variando los valores del ángulo Q y por lo tanto, la posición de la rótula en la mortaja intercondílea. Por otro lado, la rotación en determinados grados de la cala condiciona un punto de partida fijo del miembro inferior en el plano transversal. De manera que la inadecuada colocación de dicho elemento modifica la posición normal del miembro inferior y afecta a las prono-supinaciones de la articulación subastragalina por la relación antes mencionada. Existe un incremento de lesiones desde la introducción de los pedales con sistemas de fijación <sup>(40)</sup>.

La medición de las presiones plantares es útil en la identificación de la magnitud de las cargas que soportan determinadas estructuras del pie. Estudios recientes han demostrado una relación entre el patrón de cargas y la pronación del pie <sup>(41)</sup>, siendo ésta última causante de lesiones por estrés en rodillas y pies de los ciclistas <sup>(9, 34, 42)</sup>. Para analizar la etiología de este tipo de lesiones, es necesario conocer la funcionalidad del pie. El conocimiento de las fuerzas locales que actúan en estructuras específicas del pie, pueden usarse para comprender los principios mecánicos de transferencia entre el pie y el pedal.

Existen dos tipos de ajustes necesarios en este elemento tanto a nivel longitudinal como rotacional. Una incorrecta posición anteroposterior afecta a las fuerzas anteroposteriores de rodilla <sup>(10, 43, 44)</sup>. El segundo ajuste influye de manera importante en la cinemática de la rodilla y en las cargas en el pedal, es decir, a las cargas que va a soportar la rodilla <sup>(45, 46)</sup>.

Hasta ahora, se ha conseguido un éxito moderado en la reducción de los problemas de rodilla de los ciclistas a través del ensayo-error en el ajuste del pedal a través de un vídeo para reducir la desviación de rodilla. Desafortunadamente, la naturaleza cualitativa de los estudios limita su aplicación, no habiendo un entendimiento definitivo en la relación entre los problemas de rodillas y los ajustes mecánicos del ciclista. Consecuentemente, hay una necesidad de evaluar cuantitativamente la interacción entre el corredor y la bicicleta con bastante confianza para hacer algunas recomendaciones preliminares relacionadas con la prevención de lesiones y rehabilitación <sup>(47)</sup>.

El conocimiento del ajuste exacto de la cala en base a la configuración espacial del miembro inferior del ciclista podría disminuir el riesgo de lesiones localizadas en la rodilla, ya que va a ser ésta la que soportará todas las fuerzas y momentos anómalos generados a partir de un pedaleo erróneo. Es necesario investigar la relación entre la posición de la cala y la estructuración del miembro inferior, ya que es lógico pensar que al igual que la longitud de la biela se elige en base proporcional a la de la tibia, la rotación de la cala sea también proporcional a las variables rotacionales y torsionales del mismo <sup>(26)</sup>.

# MARCO TEÓRICO

## 2. MARCO TEÓRICO

Para comprender mejor la biomecánica que desarrolla el miembro inferior dentro del ciclismo, es necesario repasar unas nociones básicas de anatomía y biomecánica de dicha zona. La función principal del miembro inferior es la de soportar el peso del cuerpo, así como la de permitir la locomoción, actividad compleja que se puede lograr gracias a la coordinación de todos los elementos óseos, los cuales funcionan a modo de palancas. La locomoción se consigue gracias a la contracción muscular de grupos agonistas y antagonistas regulados por el sistema nervioso central y periférico. El cuerpo humano es una compleja y extraordinaria máquina que correctamente ejercitada, es capaz de no conocer límites <sup>(48-50)</sup>. El deporte es la demostración más clara de este hecho con la sucesiva superación de las barreras de tipo físico.

Podríamos afirmar que el deporte es el desarrollo máximo de coordinación y equilibrio entre los elementos del cuerpo humano, es decir, con el entrenamiento adecuado es capaz de conseguir un rendimiento muy alto. A la hora de ejecutar cualquier deporte, más aún el ciclismo, exige una mayor coordinación y trabajo de las extremidades inferiores, siendo el pie sin lugar a dudas uno de los grandes protagonistas en este deporte <sup>(51)</sup>.

El pie como base del aparato locomotor, palanca en la propulsión, elemento de carga en la estática, punto de transmisión del peso corporal y de las fuerzas resultantes del peso por la velocidad, y segmento estabilizador del organismo humano, es una región de máxima importancia en la práctica de casi cualquier deporte. El pie se comporta de una doble manera, generando movimiento y/o manteniendo la postura. En el caso de que fuese punto fijo a partir del cual se genera el gesto hablaríamos de cadena cinética cerrada, mientras que si es el segmento terminal del mismo sería cadena cinética abierta <sup>(34)</sup>.

En el ciclismo, que en todo momento se mantiene la primera situación, es decir, se comporta como la zona donde se van a aplicar las fuerzas, unido a la



característica del pedal, el cual se fija de manera rígida. Cualquier alteración de tipo biomecánico que se produzca a nivel del pie, va a repercutir en el resto del miembro inferior.

## **2.1 Anatomía del miembro inferior**

### *2.1.1 Osteología*

Los segmentos óseos que conforman el miembro inferior son el fémur, la rótula, la tibia, el peroné y los huesos del pie.

#### 2.1.1.a. Fémur

El fémur es el hueso más grande de todo el cuerpo y se divide en diáfisis o cuerpo, cuello y dos extremidades proximal y distal. El cuerpo y el cuello forman el llamado ángulo cérvico-diafisario o de inclinación. En el recién nacido mide unos  $150^\circ$ , reduciéndose hasta un valor aproximado de  $126^\circ$ - $128^\circ$  en el adulto. Este ángulo influye en la posición de la diáfisis femoral con respecto a la línea de soporte de peso de la extremidad o eje de Mickulicz <sup>(52)</sup>. En el sujeto sano esta línea es una vertical que pasa por el centro de la cabeza femoral, la parte medial de la articulación de la rodilla y la mitad del calcáneo. Cambios patológicos de este ángulo conducen a anomalías en la postura de la extremidad llamadas coxa vara y coxa valga según que el ángulo sea menor o mayor respectivamente que el normal. El fémur tiene también un ángulo de torsión formado por la intersección de una línea trazada a lo largo del cuello con otra que une los dos cóndilos. Su valor medio es de  $12^\circ$  con un rango que oscila entre los  $4^\circ$  y los  $20^\circ$ . Esta torsión combinada con la inclinación pélvica, hace posible la rotación de la cabeza femoral en la flexión de caderas. Seber <sup>(53)</sup> habla de una media de  $15.6^\circ \pm 4.8^\circ$  para la derecha y de  $15.8^\circ \pm 5.8^\circ$  para la izquierda. Fabry et al. <sup>(54)</sup> demostraron a través de un seguimiento de 1148 caderas durante 20 años que su valor medio en el adulto era de  $22^\circ \pm 7^\circ$ , coincidiendo con numerosos autores <sup>(55-61)</sup>. Valores alterados nos van a influir en los patrones normales de rotaciones de caderas como afirman numerosos autores <sup>(54, 62-64)</sup>. Un

aumento o descenso del ángulo de anteversión femoral ha sido asociado a algunos problemas del miembro inferior <sup>(65)</sup>.

El extremo distal está formado por los cóndilos lateral y medial, unido por la parte anterior por la cara patelar y separados por la parte posterior por la fosa intercondílea. Ambos cóndilos difieren en tamaño y forma de manera que divergen en sentido distal y hacia atrás. El cóndilo lateral es más ancho por delante que por detrás, mientras que la anchura del medial es uniforme. A pesar de que el cóndilo medial es mayor que el lateral, ambos se colocan en un plano horizontal cuando el individuo se sitúa en posición bípeda, lo cual se debe a la oblicuidad de la diáfisis femoral.

#### 2.1.1.b. Rótula

La rótula o patela es el mayor hueso sesamoideo del cuerpo. Tiene forma triangular con el vértice hacia abajo. La cara anterior es rugosa en la cual se insertará gran parte del tendón rotuliano. La cara posterior en sus 3/4 constituye la superficie que articulará con el extremo distal del fémur. Dicha superficie está dividida por una cresta apareciendo dos carillas articulares, una para cada cóndilo femoral. Dicha cresta se deslizará por la cara patelar, siendo muy importante la perfecta alineación entre ambas a fin de evitar lesiones.

La rótula tiene dos funciones biomecánicas importantes. Por un lado ayudar a la extensión de la rodilla al aumentar el brazo de palanca del cuádriceps a lo largo de todo el arco de movimiento. El brazo de palanca está constituido por la perpendicular que va desde el tendón rotuliano hasta el centro de giro de la articulación tibiofemoral. La segunda consiste en permitir una mejor distribución de las fuerzas de compresión sobre el fémur, ya que aumenta la superficie de contacto entre éste y el tendón rotuliano <sup>(66)</sup>. Es la articulación más solicitada del organismo, siendo la más afectada por la artrosis, ya que un compromiso mecánico tan importante exige una congruencia articular perfecta <sup>(67)</sup>.

La rótula no es capturada por la tróclea hasta los 25-30° de flexión. Biomecánicamente, en la extensión completa la fuerza de contacto de la articulación fémoro-patelar es nula, durante la subida de escaleras, puede incrementarse hasta 3,3 veces el peso corporal y con las rodillas fuertemente dobladas puede ser hasta de 8 veces <sup>(68)</sup>.

Esta congruencia se cuantifica a través del llamado ángulo Q, el cual se define como el formado entre el recto femoral y el tendón rotuliano <sup>(69)</sup>, es decir, el ángulo formado por la intersección de una línea que va desde la espina ilíaca anterosuperior hasta el centro de la rótula y otra que une este centro con la tuberosidad anterior de la tibia. Los valores de normalidad son de  $15,8^\circ \pm 4,5^\circ$  en la mujer y de  $11,2^\circ \pm 3,0^\circ$  en el hombre <sup>(70)</sup>. En el plano frontal la rótula está traccionada lateralmente debido a la angulación en valgo del aparato extensor de la rodilla, de ahí la diferencia entre sexos <sup>(70)</sup>.

Un aumento en el ángulo Q supone una desventaja para los corredores de largas distancias, ya que se produce una ineficiente transmisión de fuerzas respecto al sistema de palancas <sup>(71)</sup>. Un aumento de 10° representa un incremento del pico de presiones sobre la articulación femoropatelar de un 45% cuando la articulación está en 20° de flexión <sup>(72)</sup>. Un aumento de 15°, lo cual coincide con un aumento del valgo de rodilla, determina un riesgo mayor de fracturas por sobrecarga en la extremidad inferior <sup>(73)</sup>. La rótula oscila en función de la colocación del pie hacia dentro en el apoyo monopodal y hacia fuera en la fase de balanceo por lo tanto, la orientación dada por el pie en el plano transversal influirá en el mayor o menor desplazamiento de la rótula. Esta oscilación en adultos es de  $10,6^\circ \pm 17,46^\circ$  <sup>(74)</sup>.

Diversos autores <sup>(75, 76)</sup> demostraron la relación existente entre las variaciones del ángulo Q con los movimientos a nivel de la articulación subastragalina.

#### 2.1.1.c. Pierna

La tibia y el peroné componen los huesos de la pierna, siendo ambos el nexo de unión del fémur con el pie. Al igual que el fémur, la tibia también se encuentra torsionada en su eje axial <sup>(77)</sup>. La torsión o giro de un hueso largo a lo largo de su eje longitudinal es una característica del miembro inferior del ser humano. Una de las más tempranas referencias a cerca de las torsiones femorales y tibiales fue hecha por Mikulicz <sup>(78)</sup>.

Le Damany <sup>(79)</sup> describió la torsión tibial como el giro que acompaña al crecimiento de la tibia. Midió 100 tibias, encontrando que las izquierdas presentaban una media de 22° de torsión tibial externa, mientras que las derechas de 25°, concluyendo que como media sería 23°.

Mollier <sup>(80)</sup> refirió una significación funcional en las medidas de las torsiones femorales y tibiales, impresionándole especialmente el efecto que podrían tener altos valores de torsiones tibiales en el alineamiento del pie. Lanz y Wachasmuth <sup>(81)</sup> en sus excelentes tratados de anatomía sobre la extremidad inferior consideraron las torsiones del fémur y de la tibia como la base de las medidas recogidas en la literatura, haciendo énfasis en su variabilidad.

Elfman <sup>(82)</sup> planteó si existe una relación entre los valores torsionales femorales y tibiales o son totalmente independientes. Pasciak <sup>(83)</sup> demostró que no existe correlación entre ambas torsiones a través de un estudio a 97 niños separados en dos grupos. Cuantificó como valor normal de torsión tibial  $18^\circ \pm 7^\circ$ . Varias investigaciones <sup>(54, 62)</sup> demostraron que los valores de la torsión tibial no cambian con el crecimiento entre los 5 y 15 años, contrario al decrecimiento fisiológico de la anteversión femoral.

#### 2.1.1.d. Pie

Empíricamente consideramos el pie como un elemento servoamortiguador dotado de la resistencia suficiente para propulsarnos, cuyo trabajo se enlaza con las estructuras superiores. Es capaz de pasar de un

comportamiento tridimensional de bóveda a uno simple de palanca sin perder el sincronismo con el resto de los movimientos de la cadena, cuyas piezas integrantes combinan a la perfección los movimientos de flexión, extensión, rotación <sup>(17)</sup>. Para su estudio debe tenerse en cuenta que no es un elemento aislado, sino que forma parte de una unidad motora que incluye toda la extremidad inferior desde la pelvis <sup>(84)</sup>.

La articulación tibio-peroneo-astragalina constituye el nexo de unión de la pierna con el pie. También se le denomina articulación del tobillo y está compuesta por el astrágalo y los extremos distales de la tibia y el peroné. Es una articulación de tipo trocleartrosis, por lo que presenta un amplio rango de movimiento en un solo plano. Este tipo de articulación va a favorecer un importante grado de estabilidad en dicha articulación, lo cual es de suma importancia. La puela astragalina es convexa de delante hacia atrás y tiene una garganta que está algo desviada hacia delante y hacia fuera, en la misma dirección del eje longitudinal del pie, siendo más ancha en sus partes superior y anterior, y más estrecha en la posterior e inferior <sup>(85)</sup>. Esto se debe a que la tróclea del astrágalo representa una sección de cono con su vértice dirigido hacia medial <sup>(76)</sup>.

Desde el punto de vista evolutivo, la articulación subastragalina aparece hace 250 millones de años en la época de los reptiles mamiferoides avanzados <sup>(86)</sup>. No hay que pensar en la articulación del tobillo como en una estructura aislada, sino funcionando a nivel mecánico conjunta y sincrónicamente con la articulación subastragalina. Dicha articulación la componen el astrágalo y el calcáneo, entre los cuales existen dos superficies articulares, una anterior y otra posterior.

Dada la importancia dinámica del pie, sería más interesante hacer una descripción funcional del mismo atendiendo a criterios biomecánicos, más que una descripción ósea. Podemos describir tres partes: la bóveda plantar, el apoyo posterior y el anterior <sup>(87)</sup>.

La parte superior de la bóveda, que soporta fuerzas de compresión, está formada por los huesos, y son sus ligamentos y cápsulas los que soportan las de tracción. Se pueden distinguir en ella cinco arcos longitudinales, correspondientes a cada uno de los metatarsianos, y cuya altura desciende de medial a lateral. La composición ósea de cada uno de ellos es:

1. Calcáneo, astrágalo, escafoides, primera cuña y primer metatarsiano.
2. Calcáneo, astrágalo, escafoides, segunda cuña y segundo metatarsiano.
3. Calcáneo, astrágalo, escafoides, tercera cuña y tercer metatarsiano.
4. Calcáneo, cuboides y cuarto metatarsiano.
5. Calcáneo, cuboides y quinto metatarsiano.

Los tres arcos internos dotados de más movilidad, constituirán el pie dinámico o pie astragalino. Los dos externos con menos movilidad representarán el arco de apoyo, el pie estático o pie calcáneo. Mientras los primeros son fundamentales para el movimiento, los segundos lo son para el apoyo <sup>(87)</sup>.

El antepié, como zona de contacto último, está formado por cinco metatarsianos y sus respectivos dedos. Éstos dan lugar a una variabilidad en su terminación que se designan fórmulas metatarsales y digitales respectivamente.

Con respecto a los apoyos de los metatarsianos, se ha demostrado que todas las cabezas metatarsales en estática soportan el mismo peso, cosa que cambia cuando estamos en dinámica <sup>(84)</sup>. Si consideramos como seis las unidades de carga que llegan al antepié, una llega a cada una de las cabezas de los metatarsianos segundo al quinto y dos, una por cada sesamoideo, en la primera. Ello quiere decir que el primer metatarsiano soporta como mínimo el doble de carga que el resto de estructuras óseas y que por lo tanto juega un papel muy importante en las fases de la marcha.

## 2.1.2 Cinemática

### 2.1.2.a. Cadera

Dado el tipo de articulación, la articulación coxofemoral tiene la capacidad de moverse en los tres planos del espacio. Atendiendo a la disposición en anteversión de los dos segmentos que la componen, el máximo rango de movimiento se encuentra en el plano sagital en el sentido de la flexión, pudiendo alcanzar los 140° con la rodilla flexionada y 90° con ésta extendida (debido a la tensión de la musculatura isquiotibial). En el caso de la extensión sólo es de 15° debido a las estructuras ligamentosas (ligamento iliofemoral), las cuales se relajan en flexión y se tensan en extensión, impidiendo con ello la posible luxación anterior de la misma. En el plano frontal, la abducción alcanza un valor máximo de 30°, y la aducción de 45°. Por último, en el plano transversal la cadera se encuentra extendida o flexionada. La rotación externa oscila entre 60° y 90° y la interna entre 30° y 60°.

La musculatura flexora se encuentra situada en la parte anterior de la articulación. Intervienen muchos músculos, aunque los más importantes son el psoas ilíaco, el sartorio, y el recto anterior. El psoas es un potente flexor y rotador externo de caderas, debido esto último a su inserción distal a nivel del trocánter menor<sup>(88)</sup>. El músculo tensor de la fascia lata además de extender y rotar internamente la cadera, es un estabilizador del varo de rodilla<sup>(89)</sup>.

Los músculos extensores se hayan en la parte posterior. Podemos agruparlos en dos grupos: los extensores cortos cuyas inserciones son muy próximas a la cadera, siendo el más importante el glúteo mayor. El segundo grupo estaría constituido por aquellos que presentan inserciones más distales, normalmente a nivel de la rodilla, denominados isquiotibiales y cuya eficiencia va a depender de la posición de esta última<sup>(90, 91)</sup>.

Los músculos rotadores externos son numerosos y potentes, entre los cuales están el piramidal, el obturador externo e interno, los géminos, y accesoriamente, el psoas ilíaco, el cuadrado crural, el pectíneo, los isquiotibiales,

los glúteos y el sartorio. Los rotadores internos no son tan numerosos y potentes como los externos. Entre ellos están el tensor de la fascia lata y los glúteos menor y medio <sup>(90, 91)</sup>.

Los aductores son los tres aductores (mayor, mediano y menor), el recto interno, el glúteo mayor, los isquiotibiales internos, el cuadrado crural, el pectíneo, los obturadores, los gémicos y el psoas ilíaco. Los abductores son los glúteos principalmente, el tensor de la fascia lata, el piramidal y el obturador externo <sup>(91)(91)</sup>. El más potente es el glúteo medio que mejora su brazo de palanca con la longitud y orientación del cuello femoral <sup>(90)</sup>.

También se debe tener en cuenta que en la fuerza o momento producido por la contracción de esos músculos intervienen no sólo su volumen sino su brazo de palanca respecto del centro de rotación de la cadera. Comparando los momentos generados por los grupos antagonistas, la relación flexores/extensores es de 251/290 Nm, la de abductores/aductores de 347/210 Nm y la de rotadores externos/internos de 146/54 Nm, en extensión. La potencia de la rotación externa es tres veces mayor que la de la interna en la posición acotada, pero puede modificarse si se flexiona la cadera, con lo que mejora la eficacia rotadora interna de los glúteos menor y medio <sup>(92)</sup>.

#### 2.1.2.b. Rodilla

La rodilla tiene seis grados de amplitud de movimiento en tres ejes geométricos. En cada uno de ellos, la tibia puede trasladarse o rotar con respecto al fémur. Esto ocasiona seis pares de movimientos, flexoextensión, varo-valgo, rotación interna-externa, compresión-distracción, desplazamiento anteroposterior y desplazamiento mediolateral. La flexoextensión alcanza valores máximos de 140°, no es un movimiento simple, sino que está asociado a una rotación, de manera que cuando extendemos la rodilla, ésta genera una rotación externa y al contrario en la flexión, es decir, existe una rotación axial automática, que es la que se produce al final de la extensión y al comienzo de la flexión <sup>(93)</sup>. Con independencia de esta rotación, a partir de los 20° de flexión puede producirse un movimiento de rotación libre que aumenta hasta 60°. La rotación



tibial activa alcanza 30° de rotación externa y 10° de interna. Entre los 60° y 90° de flexión, la rotación activa permanece estable y vuelve a decrecer a partir de los 90°. La flexión también permite unos ligeros movimientos laterales en varo y en valgo que no exceden de 12° y que facilitan el acoplamiento del pie a las irregularidades del terreno <sup>(67)</sup>. La extensión es aproximadamente de 3°-4° <sup>(70)</sup>.

En cierto modo, las rotaciones asociadas a los movimientos en el plano sagital van a verse limitados por la tensión de las partes blandas tales como ligamentos laterales y cruzados y la cápsula articular, de tal manera que aquellos que excedan de lo permitido pueden incurrir en una lesión de las mismas. Es decir, estos movimientos que la rodilla puede desarrollar en los tres planos del espacio son controlados por elementos estabilizadores. En resumen puede decirse que:

1. En extensión, la rodilla se encuentra estabilizada por el autoatornillamiento, el enrosque y tensión de los ligamentos cruzados, por la tensión de las estructuras laterales y posteriores y por la acción del cuádriceps.
2. La flexión-rotación interna- varo está limitada por el complejo ligamentoso externo, por el progresivo autoenrollamiento de los ligamentos cruzados y por el bíceps.
3. La flexión-rotación externa-valgo está controlada por el complejo ligamentoso interno y por los músculos de la pata de ganso y el semimembranoso.

La musculatura encargada principalmente de la flexión de rodilla son los isquiotibiales: bíceps crural, semimembranoso y semitendinoso. Este último junto con el sartorio y el recto interno forman la llamada pata de ganso.

La musculatura extensora de la rodilla está formada por el cuádriceps crural, constituido por cuatro vientres musculares, uno de ellos (recto anterior) biarticular, y terminan conjuntamente en el tendón rotuliano o patelar.

### 2.1.2.c. Pie

El tobillo presenta un movimiento principal que tiene lugar en el plano longitudinal y que es el de flexión plantar y dorsal del pie. En general se acepta que existen alrededor de 15°-20° de flexión dorsal y 40°-50° de flexión plantar. Este movimiento de flexo-extensión es guiado por los maleolos y los ligamentos laterales y mediales. Los maleolos como demostró Inman <sup>(76)</sup>, se encuentran perfectamente articulados con el astrágalo en todo el recorrido articular, lo cual impide la existencia de movimientos de lateralidad del astrágalo dentro de la mortaja <sup>(76)</sup>. La situación espacial del eje junto a las ligeras diferencias que existen entre las curvaturas de los dos bordes de la tróclea, condicionan que los movimientos de flexoextensión de tobillo no sean puros. Con la pierna fija, en la flexión dorsal existe una ligera rotación interna.

El pie posee un conjunto de articulaciones que le permiten el movimiento en los tres planos del espacio. Estos movimientos son de flexo-extensión, rotación interna (aducción), rotación externa (abducción) e inversión-eversión. Desde el punto de vista funcional podemos agrupar las articulaciones en dos grandes grupos:

1. Articulaciones de acomodación: Tienen como misión amortiguar el choque del pie con el suelo y adaptarlo a las irregularidades del terreno. Son las articulaciones del tarso y tarsometatarsianas.
2. Articulaciones de movimiento: Tienen principalmente una función dinámica, siendo fundamentales para la marcha. Son la del tobillo y las de los dedos <sup>(87)</sup>.

La articulación subastragalina transforma las rotaciones de la pierna durante la marcha en pronosupinación del pie. El eje de movimiento de esta articulación es el denominado eje de Henke <sup>(94)</sup>, alrededor del cual se realiza el movimiento de supinación y pronación del pie. Dada la orientación triplanar de dicho eje, los movimientos que en él se generen presentarán componentes en los tres planos del espacio, de tal manera que la supinación lleva la planta del pie hacia adentro y la pronación hacia fuera.

Boone <sup>(95)</sup> obtuvo una amplitud de movimiento de  $37^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$  en la supinación y de  $21^{\circ} \pm 5,0^{\circ}$  en la pronación. Durante el 80% de la fase de apoyo de la marcha esta articulación está sometida a un momento varizante <sup>(96)</sup>

Los músculos flexores son todos los que están localizados posteriores al eje de movimiento. En la parte medial, el tibial posterior y los flexores de los dedos; en la parte posterior, el tríceps, y en la parte lateral los peroneos corto y largo. Considerando su brazo de palanca, los músculos flexores plantares más importantes son el tríceps sural, el flexor largo del dedo gordo y, en mucha menor medida, los peroneos y el tibial posterior <sup>(97)</sup>.

Los músculos inversores más importantes son los tibiales anterior y posterior. Por el contrario, los eversores serán los peroneos largo y corto.

Las articulaciones del tobillo, subastragalina y de Chopart, tal como indicó Inman <sup>(76)</sup>, trabajan de forma conjunta. Puede compararse la articulación subastragalina a una bisagra que conecta un elemento vertical (la pierna) con uno horizontal (el pie). La rotación interna de la pierna se acompaña de una pronación del pie y la rotación externa de una supinación. Durante la marcha, en el momento de contacto de talón con el suelo, la tibia realiza un movimiento de rotación interna, el tobillo de flexión plantar y el retropié se coloca en valgo. En esta posición los ejes en el plano de la articulación astragaloescafoidea y calcaneocubiodea se encuentran en posición paralela, lo que permite libertad de movimiento en su interior. En el momento de iniciar el despegue la tibia realiza una rotación externa, por la acción del tríceps sural y del tibial posterior, el tobillo realiza una flexión plantar y el retropié se sitúa en varo. En esta posición los ejes antes mencionados se hacen divergentes y la articulación mediotarsiana se bloquea. En esta situación el pie adquiere una rigidez que le permite soportar todo el peso del cuerpo sobre el antepié <sup>(87)</sup>.

## 2.2 Biomecánica del pie en el ciclismo

El pie se encuentra unido al pedal a través de una pieza denominada cala, siendo el ajuste de ésta nuestro elemento de estudio. Tiene forma triangular, de plástico y con tres tornillos que la fijan a la zapatilla. Permite una determinación antero-posterior, rotacional y lateral (figura 1).



### 2.2.1. Ciclos del pedaleo: plano sagital

Figura 1: Ajuste de la cala

#### 2.2.1.a Fase de descenso

El pedal describe una trayectoria circular y una vuelta completa se denomina ciclo del pedaleo, el cual se puede dividir en dos fases. En la “fase de fuerza”, el ciclista desciende el pedal y genera la mayor fuerza para el desplazamiento, de ahí su nombre. Dicha fase comienza en el punto de muerte superior ó  $0^\circ$  y termina en el punto de muerte inferior ó  $180^\circ$ . Se denominan punto de muerte porque las bielas se encuentran verticales y el vector de fuerza pasa por el centro de giro, siendo 0 en momento resultante (ya que para que se produzca momento de fuerza es necesario que exista un radio de giro). Mientras el ciclista está sentado, puede desarrollar la mitad de su peso en fuerza para descender el pedal durante dicha fase. Si se coloca de pie, puede llegar a alcanzar tres veces su peso <sup>(98)</sup>.

En la segunda, denominada “fase de recuperación”, el pedal describe los restantes  $180^\circ$  del ciclo, es decir, va desde el punto de muerte inferior al superior. Se denomina así porque sólo se tracciona del pedal levemente colaborando en el descenso del pedal contralateral.

Gregor <sup>(99)</sup> y Okajima <sup>(100)</sup> estudiaron la magnitud y dirección de las fuerzas aplicadas al pedal, siendo la mayor cuando el vector fuerza se encuentra perpendicular a la biela. Esto se da cuando se encuentran paralelas al suelo, ya que el radio del momento de fuerzas es la longitud completa de la misma. Dichos estudios justifican la designación de los puntos de muerte superior e inferior.

A nivel del movimiento articular, durante el descenso del pedaleo, la cadera desarrolla todo su movimiento en flexión, no existiendo la extensión completa, al igual que en la rodilla. En el caso del tobillo, llega a realizar una ligera flexión dorsal. Son numerosos los estudios que lo han cuantificado, haciendo un resumen en la tabla 1 <sup>(101)</sup>.

	Movimiento total caderas	Movimiento total rodilla	Movimiento total tobillo
Cavanagh y Sandersom <sup>(43)</sup> .	43°	74°	50°
Houtz y Fisher <sup>(102)</sup> .	20-40°	40-65°	

Tabla 1 <sup>(101)</sup>: Resumen de los rangos articulares.

Sanderson <sup>(103)</sup>, tomando siempre como referencia la vertical que pasaría por el centro de las articulaciones, describió los valores articulares a lo largo de una secuencia de tiempo, valorando si existen cambios (tabla 2).

Variable	Primer minuto	Último minuto
Ángulo máx. muslo	66,1° ± 3,0°	66,2° ± 2,8°
Ángulo máx. pierna	-3,8° ± 3,0°	-4,4° ± 3,0°
Ángulo máx. pie	92,6° ± 3,6°	94,1° ± 4,6°
Ángulo mín. muslo	24,5° ± 1,8°	22,2° ± 2,6°
Ángulo mín. pierna	-46,8° ± 3,1°	-48,1° ± 4,2°
Ángulo mín. pie	41,5° ± 4,8°	41,9° ± 6,7°

Tabla 2 <sup>(103)</sup>: Rango articular del miembro inferior

En estudios con ciclistas de élite, la orientación del pedal sólo estuvo ligeramente dorsalflexionada. El talón se encuentra por debajo del pedal, es decir, con un ángulo pierna-pie menor a 90° cuando la biela se encuentra a 90°.

Durante los dos primeros tercios de esta fase, los músculos glúteos generan una extensión de caderas; cuanto más flexionada se encuentre la

cadera, más efectivos serán dichos músculos. Debido a esta extensión, lo cual genera que descienda el pedal, es necesario que el psoas ilíaco estabilice la pelvis para favorecer un punto de inserción estable para los glúteos y los isquiotibiales <sup>(23)</sup>.

Los músculos isquiotibiales también extienden la cadera y están activos durante los tres últimos cuartos de la fase de descenso del pedal y al principio de la fase de recobro <sup>(99)</sup>. El momento en la cadera aumenta durante el primer cuarto (glúteos), alcanza su máximo valor en la mitad del descenso (glúteos e isquiotibiales) <sup>(104)</sup> y disminuye gradualmente al principio de la fase de recobro (isquiotibiales) <sup>(100)</sup>.

De las articulaciones del miembro inferior, la rodilla es la que describe el mayor rango de movimiento. El momento extensor generado por el cuádriceps, comienza al final de la fase de recuperación y en la primera mitad de la fase de descenso. Éste es el encargado de pasar el punto de muerte superior, colaborando los isquiotibiales del miembro contralateral en dicha acción. Debido a la acción del cuádriceps, el vector fuerza es direccionado al inicio de la fase de descenso hacia delante y abajo <sup>(99, 105)</sup>. Los músculos isquiotibiales tienen el período más largo de acción de toda la extremidad inferior durante el pedaleo <sup>(23)</sup>.

Desde el interior del pie y del tobillo, las fuerzas generadas a nivel de los gemelos y el sóleo, deben ser transmitidas al antepié a través de la fascia plantar. El concepto de la transmisión de fuerzas es diferente que en la cadera o en la rodilla, donde los músculos actúan directamente sobre los huesos. La contribución de los músculos que actúan directamente sobre los metatarsianos es pequeña y éstos, no pueden generar la fuerza del tríceps sural <sup>(101)</sup>. El hecho de que éste use el sistema aquileo-calcáneo-plantar a modo de polea, va a potenciar su acción al aumentar su brazo de palanca, sin la necesidad de tener un potente vientre muscular.

Al inicio de la fase de descenso, el tobillo se encuentra en flexión dorsal y durante el descenso, los músculos posteriores de la pierna (sóleo y gemelos

principalmente), generarán una flexión plantar. La contracción de estos músculos sirve para 3 propósitos:

1. Ello permite a la cadera y a la rodilla transmitir su fuerza de forma factible al pedal, ya que de otra manera, se perdería energía en el cambio de dirección del vector en el tobillo <sup>(99)</sup>.
2. La contracción del tríceps contribuye a la propulsión del pedal en la segunda mitad de esta fase <sup>(23)</sup>.
3. Colocan al pie en plantarflexión, posición que facilita la tracción del pedal por parte de los isquiotibiales, a fin de superar el punto de muerte inferior ( $180^\circ$ ) <sup>(106)</sup>.

Durante la extensión de la rodilla, ésta también aduce debido a la angulación fisiológica de los cóndilos femorales con respecto al eje femoral y al movimiento del pie durante esta fase. A nivel del pie va a soportar un vector de fuerza de la misma dirección e intensidad pero de sentido opuesto (vector reacción) que el que se aplica en el pedal, generando una pronación del retropié y un valgo de rodilla asociado a dicho movimiento. Dicho desplazamiento también generará un aumento del ángulo Q, a causa del grado de fijación de la cadera y el pie <sup>(23)</sup>. Alteraciones en la altura del sillín o en la posición del pie en el pedal pueden afectar a la capacidad del ciclista para realizar el pedaleo <sup>(104)</sup>.

#### 2.2.1.b Fase de ascenso

Dicha fase va a colaborar en la propulsión del pedal contralateral a través de una tracción del mismo, de manera que se disminuye con ello la intensidad del momento en el miembro que lo propulsa <sup>(106)</sup>. Para que se genere esta fase, se hace indispensable la fijación del pie al pedal a través de cualquier sistema. Los músculos encargados de actuar van a ser el psoas ilíaco y el recto anterior en la flexión de caderas y los isquiotibiales en la de rodilla. Al contrario que en el descenso del pedal, en este caso la rodilla sufre un desplazamiento lateral debido a la morfología anatómica de la misma y a la supinación del retropié, asociada a la plantarflexión del pie. A nivel muscular, el tibial anterior va a ser el encargado de dorsiflexionar el complejo pie-pedal <sup>(23)</sup>.

Estudios electromiográficos de los músculos más importantes del miembro inferior muestran que la magnitud de la actividad eléctrica de éstos se afecta muy poco por los cambios en la configuración de la bicicleta, viéndose más afectada por el aumento de carga. Sin embargo, la actividad de los isquiotibiales y su influencia en los ligamentos de la rodilla es interesante porque, las modificaciones en la unión pie-pedal y la posición del uno sobre el otro van a afectar sobre dichos músculos <sup>(107-109)</sup>.

### 2.2.2 Ciclos del pedaleo: plano frontal y transversal

La posición mantenida en casi todo el ciclo del pedaleo del tobillo en flexión plantar, coloca la articulación subastragalina en una posición supinada y transforma al pie en un elemento rígido de transmisión de fuerzas al pedal. Partiendo de ello, cualquier modificación que tuviese que darse en el plano frontal a nivel distal, repercutirá directamente sobre la articulación superior, es decir, la rodilla teniendo en cuenta la escasa movilidad de ésta en los planos frontal y transversal, es importante la consideración.

Desde una visión frontal, a diferencia de lo que se creía en un principio, la rodilla describe una silueta en ocho muy estilizado. Si tomamos como referencia la tuberosidad anterior de la tibia, durante el descenso del pedal vemos una aducción o momento valgo, predominantemente que se invierte en la de ascenso. Movimientos prono-supinatorios tanto a nivel de la articulación subastragalina como en el antepié van a modificar dicha silueta en ocho, de tal manera que si existe un incremento de la pronación, el ocho se hace más ancho y se desplaza más medialmente con respecto al eje del miembro. En caso contrario, si existe un aumento de la supinación o disminución importante de la pronación, se afina aún más y se desplaza hacia lateral <sup>(23)</sup>. Estos desplazamientos pueden alcanzar valores de 3,6 cm <sup>(110)</sup>.

Las desviaciones de la rodilla en el plano frontal descritas por Boutin et al. <sup>(111)</sup> comprendían de 1,9 a 6,4 cm. para cinco sujetos, mientras que el análisis



experimental para un ciclista de Shen y Radharamanan <sup>(112)</sup> mostró un rango de aproximadamente 2,5 cm.

La aducción de la rodilla durante el descenso del pedal fue explicada por Francis <sup>(9)</sup> como el resultado de la pronación de la articulación subastragalina. Al aplicar la fuerza en el pedal durante la fase de máxima potencia, se genera una dorsiflexión asociada a una pronación y una rotación interna, dada la incidencia lateral de vector carga y el momento que se genera <sup>(113)</sup>. En la fase de ascenso, la plantarflexión lleva asociada una supinación y rotación externa tibial

Algunos de los investigadores que mantienen la idea de esa trayectoria rectilínea de la rodilla del ciclista son Hannaford et al. <sup>(13)</sup>, describiendo que los ciclistas con mayor experiencia y competitividad demostraron una línea muy cerca al golpe de pedal cuando lo observamos desde una posición frontal.

Siegler et al. <sup>(114)</sup> en sus estudios sobre cadáveres, demostraron la asociación de movimientos entre las articulaciones tibioperoneo-astragalina y subastragalina, de tal manera que una flexión dorsal de la primera se asocia a una pronación de la segunda, y por el contrario, una flexión plantar a una supinación. Aplicando estos conocimientos a la cinemática del pedaleo comentada anteriormente, durante el primer tercio, en el cual se produce la máxima flexión dorsal, se va a generar una pronación asociada a una rotación interna. Durante los restantes dos tercios se va a ir teniendo una importante flexión plantar progresiva (aumentada gracias a los pedales automáticos y su capacidad de traccionar de ellos), con una supinación.

Además de movimientos en los planos sagital y frontal, la rodilla también describe movimientos en el transverso de manera que si tomamos como punto cero en la extensión completa de rodilla, la rotación interna aumenta hasta una media máxima de 13,4°, ocurriendo cuando la rodilla se encuentra en una flexión de 86,9°, es decir, cuando la biela se encuentra entre 30° y 50° ciclo del pedaleo. La rotación externa comienza justo después de alcanzar su máximo valor la interna y llegando a alcanzar hasta 1° en el momento en que se encuentra la biela en 0°, es decir, en el punto de muerte superior <sup>(115)</sup>.

Por lo tanto, el momento rotador interno se desarrolla en el primer cuarto de la fase de potencia, lo cual tendrá una explicación y unas consecuencias que en apartados posteriores pasaremos a analizar, ya que antes es necesario comprender la dinámica de este ciclo.

En resumen, con el fin de hacer una visión tridimensional desde el punto de vista cinemático de todo el miembro inferior, ocurre lo siguiente: partiendo desde el punto de muerte superior, todo el miembro inferior comienza a extenderse, generándose de esta manera la máxima fuerza en el desplazamiento de la bicicleta. Asociada a esta extensión, la rodilla comienza a desplazarse en valgo y la articulación subastragalina empieza a pronar. El movimiento de la rodilla se produce como consecuencia de la morfología de los cóndilos y por la influencia de la pronación subastragalina. El de la subastragalina se debe a la incidencia de los vectores de fuerzas y a la estabilidad del antepié. Tanto el valgo como la rotación interna van aumentando hasta la mitad de la fase de descenso, comenzando en ese momento a revertir hasta los 180° del ciclo. Justo en este punto comienza la fase de recuperación a través de una flexión de cadera y rodilla, pero a nivel del pie se mantiene la flexión plantar, ya que dicha posición genera una trayectoria tangencial de tracción del pedal que facilitará el paso a través del punto de muerte inferior. Durante esta segunda fase, el tobillo se plantarflexiona lo que lleva asociado una supinación, y la rodilla flexiona y abduce, debido una vez más, a la morfología de la misma y a la influencia de la subastragalina. Una vez alcanzado el punto de muerte superior la rodilla y la cadera comienzan a extenderse y el tobillo adelanta la dorsiflexión que tendría que comenzar una vez pasado éste para favorecer el paso de dicho punto y que frenará la supinación del retropié.

Una importante característica del pie ideal del ciclista es que el retropié caiga justo debajo del tobillo, es decir, que no presente desviaciones importantes en valgo o varo, de manera que las fuerzas se aplicarán en el centro del pie. La columna medial del pie debería tener limitada la dorsiflexión y la inversión para estabilizar, y la cara plantar del antepié no debería presentar una posición en inversión relativa a la pierna cuando se le aplica carga al pie. Una columna

medial que dorsiflexione e invierta demasiado, situación que se da cuando el pie presenta una articulación subastragalina muy pronada, generará un antepié invertido funcional o estructurado. Este tipo de antepié incrementará la rotación interna y el desplazamiento medial de la rodilla, modificando el ángulo Q y pudiendo generar problemas por desalineaciones <sup>(23)</sup>.

### 2.2.3 Biomecánica de la unión pie-pedal

Una vez analizadas las dos fases en las que se puede dividir el ciclo del pedaleo, así como los rangos articulares y acciones musculares que intervienen en cada una de ellas, consideramos interesante estudiar la distribución de las presiones a nivel del pie y de los momentos que se producen a nivel del miembro inferior.

#### 2.2.3.a Distribución de las presiones

A lo largo de los últimos 20 años, el análisis biomecánico del ciclismo ha sido centrado en la cinemática de la extremidad inferior, principalmente en el plano sagital. Desplazamientos, velocidad y aceleración de muslo, pierna y pie son afectados por la cadencia de pedaleo, los movimientos de cadera y tobillo, o la geometría de la bicicleta, como por ejemplo la altura del sillín, la longitud de la biela o la posición del pie en el pedal, que son propios de cada ciclista. La compleja interacción entre estas variables y las características propias de cada ciclista, han sido objeto de numerosos estudios <sup>(116)</sup>. Mientras los ciclistas demostraban mucha uniformidad de resultados en la cinemática del plano sagital, es poca la información relativa a la interacción pie/pedal en la cinemática del miembro inferior.

La cuantificación de las presiones bajo la planta del pie es útil para la identificación de la magnitud de las cargas bajo las diferentes zonas anatómicas del mismo, ya que ésta va a influir en los movimientos prono-supinatorios del miembro inferior al aplicar dichas cargas.

Sanderson y Cavanagh <sup>(117)</sup> estudiaron las variaciones de la distribución de las presiones en 5 sujetos pedaleando con zapatillas de ciclismo y de atletismo, usando unas plantillas con 256 sensores de presión. Encontraron que la mayoría de las presiones estaban localizadas en la zona del antepié en contacto con el pedal, y especialmente bajo la cabeza del I metatarsiano y 1<sup>er</sup> dedo. No encontraron mayores diferencias entre los dos tipos de calzados en cuanto a la distribución, pero sí existió una ligera reducción del pico de presión con la zapatilla de correr.

Más recientemente, Sanderson y Hennig <sup>(118)</sup> midieron la distribución de las presiones durante el pedaleo y encontraron una mayor uniformidad a lo largo de la suela rígida de la zapatilla de ciclista cuando se comparaba con las zapatillas de correr. Amoroso et al. <sup>(119)</sup> midieron la distribución de las presiones a través de diferentes cadencias de pedaleo, y Hennig y Sanderson <sup>(120)</sup> también a través de distintas resistencias. Ambos encontraron un incremento relativo de las presiones asumidas por las estructuras antero-mediales del antepié, 1<sup>er</sup> metatarsiano y 1<sup>er</sup> dedo con el incremento de la resultante del pedal.

En un estudio posterior, Hennig y Sanderson <sup>(121)</sup> describieron un incremento no sólo de las partes citadas anteriormente, sino también de la cabeza del 5<sup>o</sup> metatarsiano en relación al resto de ellos. Refieren que puede justificarse a través de la sugerencia de un arco metatarsal que transfiera las cargas hacia medial y a lateral del antepié, como el que aparece en descarga y que desaparece cuando andamos o corremos, en cuyo caso los valores máximos de presión se encuentran a nivel de la cabeza del segundo y tercer metatarsianos <sup>(122)</sup>. Por lo tanto, ello supone que durante el pedaleo, no se observan presiones a nivel central debido a la rigidez de la zapatilla de ciclista en su parte anterior, impidiendo la expansión del antepié. En todo caso, queda demostrada la importancia del primer radio como estructura dominante, aumentando la carga relativa de un 30,1% a 37,8% cuando la resistencia pasa de 100 a 400 W. Quizás una de las limitaciones de este estudio fuese la determinación de las presiones a través de una sola cadencia de pedaleo.

Con dicho incremento de carga soportada se genera un desplazamiento del vector carga hacia estructuras mediales, aumentando la pronación subastragalina. En la carrera, la marcha o el ciclismo, el aumento de la pronación en el pie está asociado a movimientos rotacionales a nivel de la tibia y siendo ello un factor etiológico importante en el desarrollo de problemas en la rodilla. Por lo tanto, una alta resistencia con cadencias bajas de pedaleo, pueden generar una excesiva pronación <sup>(121)</sup>. Esta visión fue mantenida por Pruitt <sup>(123)</sup>, quien sostuvo como posible causa lesional cadencias de pedaleo bajas o altas resistencias.

Mann y Inman <sup>(124)</sup> concluyeron, a través de estudios electromiográficos, que una función muy importante de los músculos intrínsecos del pie es la de estabilizar durante la propulsión. Los valores más altos de presiones se registraron cuando la biela se encontraba a 90°, es decir en la mitad de la fase de descenso del pedal.

Con el paso de los años, los estudios se van ampliando, desarrollando Sanderson y Hennig <sup>(125)</sup> un análisis de las presiones en función no sólo de variables propias del ciclo tales como la resistencia aplicada y la cadencia, sino también entre grupos de ciclistas diferentes, es decir, profesionales y aficionados. Cuando examinamos los porcentajes relativos de carga, la distribución de las cargas no cambiaron sustancialmente, excepto bajo el primer metatarsiano y primer dedo. El porcentaje relativo de carga en el resto de las zonas disminuía cuando aumentaban la fuerza a aplicar, lo cual indicaba que el ciclista respondía al incremento con un desplazamiento antero-medial del vector fuerza. Esto es, existe una importante dependencia del primer radio como estructura de soporte de carga, presentándose dicho efecto en ambos grupos.

### 2.2.3.b Momentos en el miembro inferior

Cuando analizamos la función del pie en el ciclismo, éste se mantiene en una posición rígida a fin de favorecer la aplicación de la fuerza generada en todo el miembro inferior sobre el pedal. A pesar de dicha rigidez, durante el golpe de pedal, se van a producir momentos pronadores y supinadores principalmente a

nivel de la articulación subastragalina. Si a ello le sumamos la rigidez que también aporta la zapatilla y la unión de ésta con el pedal, las posibles alteraciones que se produzcan en un plano frontal o transversal deberán ser soportadas por la rodilla. De aquí cabría preguntarnos hasta qué punto esta rigidez asociada a los momentos anómalos podrían responder a la etiología de muchos problemas en dicha articulación. Con la finalidad de entender un poco mejor lo expuesto anteriormente, consideramos necesario analizar los comportamientos normales de cada articulación, así como la influencia de la una sobre la otra.

Las cargas a nivel de la rodilla durante el pedaleo pueden determinarse desde un modelo biomecánico. Los modelos desarrollados para los ciclistas previamente han de ser divididos en dos categorías, aquellos que consideran el movimiento del miembro inferior estar reducido al plano sagital, y aquellos que incluyen el movimiento fuera de dicho plano. Algunos de los autores que desarrollaron los primeros modelos en sus investigaciones fueron Bratt y Ericson<sup>(126)</sup>, Gregor et al.<sup>(99)</sup>, y Hull y Jorge<sup>(127)</sup>. Los modelos formulados eran similares en tanto que la cinemática del sistema bicicleta/ciclista estaba combinada con las cargas tanto normal como tangencial del pedal para determinar los momentos entre segmentos y las fuerzas articulares<sup>(128)</sup>.

Aunque el movimiento tridimensional de la pierna en el ciclismo ha sido estudiado experimentalmente<sup>(46, 129)</sup>, así como analizado para aplicarlo a la teoría de la robótica<sup>(112)</sup>, sólo el modelo de Ericson et al.<sup>(8)</sup> determinó el momento varo/valgo de rodilla usando únicamente los vectores horizontal y transversal de carga en el pedal y la posición relativa de la misma al aplicar la fuerza en el plano frontal. Aunque no es indicado, cada uno de los estudios asume que el momento en el plano transversal y frontal es insignificante. Sin embargo, un estudio realizado por Hull y Davis<sup>(45)</sup> en el cual se midieron los tres momentos del pedal y donde los momentos despreciados anteriormente fueron del orden de 5 N.m, que corresponde al 20% aproximadamente del momento valgo del estudio de Ericson<sup>(8)</sup>. Con ello se explica la necesidad de hacer estudios exhaustivos en las tres componentes vectoriales sin excluir ninguno. Por otra parte, comienzan a tenerse en cuenta la afectación de las posibles

variables anatómicas que pudiesen alterar los momentos en los dos planos anteriores.

Para entender la relación que pudiese haber entre el pie y la rodilla, se debe partir de la base de registrar las presiones que tienen lugar en ambos durante un ciclo de pedaleo. A través de un estudio llevado a cabo por Ruby et al. <sup>(128)</sup>, se realizó dicha comparación, encontrando una gran similitud de valores para cada una de las tres componentes espaciales (figura 2). De hecho,  $F_y$  (pedal) y  $F_{y'}$  (rodilla), eran iguales, lo que indica que ambas articulaciones presentaban los ejes de movimiento paralelos entre sí. Dada la similitud de los vectores interarticulares, también existieron unos momentos articulares semejantes entre ellos, atendiendo a la fórmula matemática del momento físico. Los ejes de coordenadas eran los mismos para la rodilla y para el tobillo, siendo por lo tanto iguales también para cada articulación. Así  $M_y$  correspondió al momento flexión/extensión;  $M_x$  al de varo/valgo; y  $M_z$  al rotador interno/externo corresponden a los generados en el tobillo, y  $M_{x'}$ ,  $M_{z'}$ ,  $M_{y'}$ , en la rodilla.

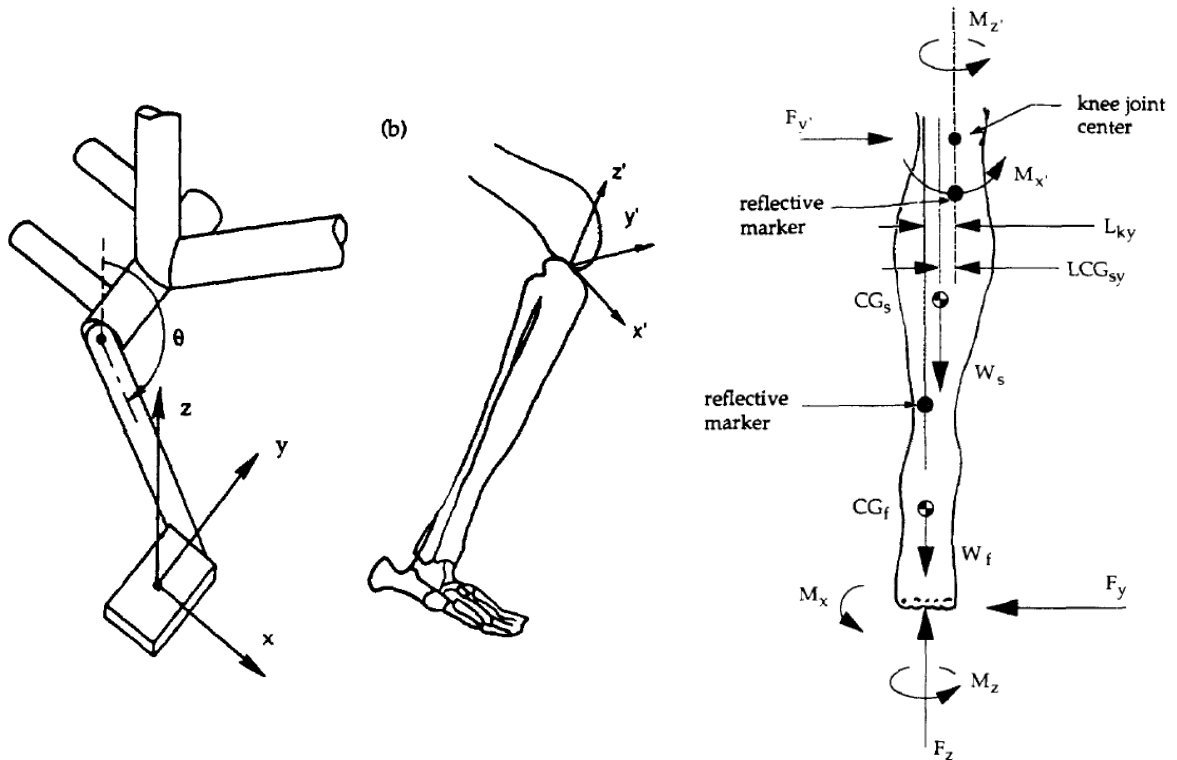


Figura 2: Diagrama de vectores y momentos (Fuente: Ruby et al. <sup>(128)</sup>).

De los momentos de rodilla  $M_x$  y  $M_z$ , éste último fue más pequeño considerablemente en magnitud que el otro, siendo durante el primer cuarto del ciclo del pedaleo negativos, igual a cero entre  $150^\circ$  y  $180^\circ$ , y alcanzaron sus máximos valores a los  $190^\circ$  aproximadamente. Dichos valores negativos durante todo el descenso del pedal, significaban que desarrollarían momentos valgo y rotador interno los cuales iban disminuyendo a medida que llegábamos al punto de muerte inferior. Las gráficas de dicho estudio <sup>(128)</sup> mostraban además que estos momentos se encontraban en fase con el vector  $F_y$  del pedal, es decir, existió una sincronización entre los momentos de la rodilla y el vector  $F_y$  del pedal.

Todo lo dicho hasta ahora demuestra con registros numéricos lo descrito en el apartado del movimiento en el plano frontal de la rodilla. Partiendo de un origen con la rodilla situada en varo y rotación externa, se debe desarrollar un momento valgo y rotador interno muy intenso para revertirlos y disminuyendo éstos a medida que se aproxima al eje medio del cuerpo. Por lo tanto, lo importante ahora es analizar en qué proporción repercuten los vectores del pedal en los momentos de la rodilla.

Según el estudio de Ruby et al. <sup>(128)</sup>, los vectores a nivel del pedal que más iban a afectar en  $M_x$  eran por orden de influencia  $F_y$  y a continuación  $F_z$ . La influencia de éste último se explicó a través del desequilibrio que originaba el valgo fisiológico de rodilla, ya que al presionar el pedal, dicho vector caía por dentro, mientras que el respuesta incidió en el antepié de manera que originó un par de fuerzas. Como es lógico, a medida que iba descendiendo el pedal, se iba centrando la rodilla disminuyendo dicho momento hasta que era casi nulo a los  $180^\circ$  del ciclo debido a la alineación de los vectores incidencia y respuesta (debía haber distancia entre ambos para que haya momento). En resumen, la variación del momento varo/valgo de rodilla se encontraba directamente relacionado con la que se producía en el mismo a nivel del pie.

Ericson et al. <sup>(8)</sup> determinaron las cargas varas/valgus a nivel de la rodilla durante el pedaleo. La carga en varo sucedía entre los  $0^\circ$  y  $180^\circ$ , alcanzando su máximo valor a los  $90^\circ$ . La carga en valgo era menor significativamente, dándose



principalmente en la fase de retroceso ( $180^{\circ}$ - $360^{\circ}$ ). Estos autores también encontraron que dichas cargas en varo se reducían significativamente cuando los ciclistas testados adoptaban una posición aducida de la rodilla. Ello contradice lo expresado por Ruby et al <sup>(128)</sup>.

Al referirnos al momento rotador de rodilla  $M_z'$ , no presentó una incidencia clara, siendo  $F_y$  la única con una importancia significativa <sup>(128)</sup>. El resto de las componentes vectoriales del pedal actuaban más a modo de freno, reduciendo la rotación interna en el descenso, ya que un giro muy intenso podría causar lesiones en las partes blandas de la rodilla, puesto que ésta carece casi por completo de movimientos en un plano transversal.

$M_z$  es un parámetro cinético, el cual ha sido sugerido que está directamente relacionado con las cargas a nivel de rodilla y por lo tanto, de sus posibles lesiones por sobrecarga <sup>(128, 130-132)</sup>. El momento  $M_z$  influye directamente en el diseño de los pedales ya que la cierta libertad de movimiento de éstos, disminuye la tensión y las lesiones. Se han diseñado sistemas de registro de fuerzas, especialmente las de torsión, a fin de entender mejor las cargas en el pedal. Uno de ellos es un pedal con dos traductores piezoeléctricos de cargas el cual fue diseñado en el Laboratorio de Biomecánica de UCLA (Universidad de California, Los Ángeles), usado por diversos autores en el estudio de este momento. Broker et al. <sup>(133)</sup> demostraron que el centro de presiones variaba durante todo el ciclo del pedaleo. Este sistema ha contribuido al cálculo del momento torsional del pedal. Wheeler et al. <sup>(134)</sup> adaptaron un pedal que registraba las cargas y que era compatible con los diversos pedales más populares. El test fue llevado a cabo a través de distintos sistemas de pedales, resistencias y ciclistas con y sin problemas de rodillas. Evidencias preliminares indicaban que los valores máximos individuales de  $M_z$  aplicados al pedal se veían atenuados con el uso de pedales automáticos con cierto grado de rotación. Gregor y Wheeler <sup>(130)</sup>, y Wheeler et al. <sup>(132)</sup> demostraron que:

1. En el punto de muerte superior existe un momento rotador externo ( $+M_z$ ) que se continúa con uno interno durante toda la fase de fuerza ( $0^{\circ}$ - $180^{\circ}$ ), alcanzando el valor máximo a los  $90^{\circ}$ .

2. Dicho momento interno ( $-M_z$ ) va decreciendo y convirtiéndose en externo durante la fase de recuperación ( $180^\circ$ - $360^\circ$ ).
3. El máximo valor de  $-M_z$  aumenta significativamente con la resistencia, de manera que un incremento de 150W a 350W alcanza un valor de casi el doble, mientras que casi no varían con este incremento  $+M_z$ .
4. Con el uso de pedales automáticos que permitan cierto grado de movimiento disminuyen los valores máximos de  $\pm M_z$ .
5. Ciclistas con problemas crónicos de rodilla mostraban diferentes patrones de momentos.
6. Ciclistas con problemas crónicos de rodilla a nivel anterior, descritos comúnmente en este tipo de deporte, manifestaron valores máximos muy exagerados en el momento rotador interno, el cual aumentaba aún más al incrementar la carga durante la fase de potencia.

Parece claro que los desplazamientos en el plano transversal ejercen un papel muy importante en las posibles lesiones de rodilla. Otro estudio que corrobora esto es el que realizaron Ruby y Hull <sup>(33)</sup>, en el cual basándose en el modelo desarrollado por Ruby en un artículo anterior <sup>(128)</sup>, estudiaron la interacción pedal/cala en los tres planos del espacio con los momentos de rodilla. En él, a través de un pedal que permitió movimientos en los tres planos del espacio y pudiendo bloquear cualquiera de ellos, registró qué ocurriría con los momentos en 4 supuestos: con el pedal totalmente bloqueado, permitiendo desplazamientos latero/mediales, inversión/eversión, aducción/abducción. En un inicio, dejó completamente libre el pedal para observar cuáles eran los movimientos normales durante el ciclo del pedaleo, manteniendo en todo momento una posición en abducción e inversión, si bien es cierto que los mayores rangos de movimiento los presentaba en el plano frontal. En sus gráficas se observaba lo ya sabido, es decir, durante la fase de descenso, se generaba un desplazamiento en valgo y rotador interno del miembro, aunque manteniéndose siempre en una situación de varo y rotación externa. En dicho estudio encontraron que no se apreciaban cambios en los momentos de rodilla cuando se permitía el desplazamiento lateromedial. Sin embargo cuando liberó el plano transversal disminuyó el momento valgo y el momento rotador alcanzando casi valor cero. Algo similar ocurrió cuando no se bloqueaba el

frontal, disminuyendo la magnitud de los momentos varo/valgo y rotadores de rodilla.

Podemos concluir con todo ello que la posición de la unión pie-pedal tiene una influencia indiscutible en el movimiento de la rodilla y por lo tanto, en sus momentos, de tal manera que podemos aumentar o disminuir dichos momentos permitiendo desplazamiento en determinados planos.

En otro estudio de Ericson et al. <sup>(135)</sup> registraron las fuerzas en el tobillo y en el tendón de Aquiles, encontrando los máximos valores en estas estructuras entre 105° y 150° del ciclo de la biela.

Davis y Hull <sup>(45)</sup> concluyen en su estudio diciendo que las lesiones por sobrecarga o estrés a nivel de la rodilla podrían ser secundarias a estas cargas, especialmente  $F_y$  y  $M_z$  en el pedal. Sugieren que la reducción de estas cargas podría ser beneficiosa en la prevención de lesiones.

### 2.2.3.c Ajuste cala-pedal

Una vez fijado este conjunto no va a permitir movimiento alguno, lo cual va a evitar la pérdida de energía en posibles desplazamientos entre las partes y el poder desarrollar una fase de retroceso del pedal, aliviando el cuádriceps de la pierna contralateral. Dicho ajuste debe estar basado de manera que el pie esté angulado en el plano transversal en base a la anatomía del ciclista. La torsión maleolar es la variable de mayor influencia a la hora de determinar la posición de la zapatilla rotada hacia dentro, recta o hacia fuera <sup>(23)</sup>. La cala debe estar adecuadamente posicionada de tal manera que el pie se mantenga en una posición neutral asumiendo el alineamiento normal de la tibia <sup>(136)</sup>. El ajuste adecuado es indispensable a fin de evitar lesiones de rodilla derivadas de momentos de mayor magnitud o que vayan a efectuar un efecto de sobrecarga en los tejidos blandos.

Probablemente, el ajuste cala-pedal fue siempre entendido como un factor crítico en la prevención y tratamiento de las lesiones de rodilla por

sobrecarga <sup>(9)</sup>. Muchos ciclistas alinean sus calas a través de la experiencia y del acierto-error. Otro método desarrollado por Hill Farell director de la New England Cycling Academy, fue el Fit Kit y su Rotational Adjustment Device (RAD). Pero Jean Beyl, el inventor del sistema de pedales automáticos de la marca LOOK<sup>®</sup>, cree que tanto el sistema de pedales tradicionales como los sistemas automáticos rígidos generan estrés en las rodillas <sup>(47)</sup>.

Son numerosos los estudios que han comparado parámetros en el ciclismo después de hacer cambios en la posición del pie. Ericson et al. <sup>(8, 10, 44, 108, 137, 138)</sup> compararon determinados parámetros con el pie en una posición anterior o posterior. Se consideraba anterior cuando la cabeza del segundo metatarsiano estaba en el centro del pedal. Posterior era cuando se desplazaba hacia delante el pie 10 cm., de manera que el mediopié era el que estaba en contacto con el pedal. Encontraron que en la posición anterior, aumentaban: 5° la flexión dorsal del tobillo, el momento del mismo y la actividad del sóleo. En la posterior aumentaban: 7° el movimiento en la cadera, 3° la rodilla y el estrés en el ligamento cruzado anterior de la rodilla y del cuádriceps. Este ajuste es muy importante, ya que va a afectar a la longitud del miembro y por lo tanto a la altura del sillín. Se considera como la posición más adecuada aquella en la que la cabeza del primer metatarsiano incide directamente sobre el eje del pedal <sup>(23, 31, 136)</sup>.

Knutzen y Schot <sup>(46)</sup> compararon los desplazamientos de rodilla después de aducir y abducir el pie desde una posición de referencia recta de 0°. Encontraron que una posición en aducción reducía la flexión de rodilla y consecuentemente, los movimientos lateromediales y rotacionales de ésta. Concluyeron que una posición aducida del pie era útil para aliviar tensiones de rodilla en ciclistas. Por el contrario, una posición en abducción se vio que aumentaba los parámetros de desplazamientos de rodilla, y por lo tanto, ello podría contribuir en la aparición de problemas en la misma.

Hannaford et al. <sup>(13)</sup> ajustaron la relación pie/pedal con un pedal especial el cual permite modificaciones en los tres planos del espacio llamado Biopedal<sup>®</sup>. Se filmaron en video, modificando las posiciones del pedal hasta conseguir que

describieran una trayectoria rectilínea en una visión frontal. Después de encontrar dicha posición, se fijaba en la cala y 3 meses después se revisaron, encontrando muchos de los ciclistas una mejor eficacia en el pedaleo y una disminución de los problemas de rodilla.

#### 2.2.3.d Influencias anatómicas

Los tejidos del cuerpo humano presentan una capacidad de absorber una determinada carga, siempre y cuando esto no sobrepase su módulo de deformación elástica. Si eso ocurre bien por un efecto sumatorio, o por una intensidad muy alta, entraríamos en lo que se denomina módulo de deformación plástica, apareciendo la lesión. Por ello es interesante investigar el comportamiento de determinados tejidos blandos durante el pedaleo, así como su capacidad de soportar cargas.

Son numerosos los autores <sup>(139-143)</sup> que han discutido el papel de los distintos ligamentos como estabilizadores de la rodilla, siendo especialmente analizado el cruzado anterior <sup>(144-147)(145-148)</sup>. Otros investigadores han medido el cambio de longitud de los ligamentos con las variaciones de orientación de la rodilla <sup>(11, 148-150)</sup>.

Piziali et al. <sup>(11, 149)</sup> desarrollaron dos estudios en los cuales cuantificaron los momentos que soportan los ligamentos de la rodilla frente a determinados movimientos, los cuales se van a dar en el ciclismo, más aún cuando los momentos originados en el pedal sean anómalos e incidan sobre la misma. En ambos estudios llevaron a cabo la investigación sobre cadáveres y en dos posiciones, con la rodilla extendida y con 30° de flexión. Dado que en el ciclismo con los ajustes adecuados, nunca se llega a extender por completo la rodilla, sería más interesante centrarnos en la segunda opción a la hora de entender el comportamiento de dichas partes blandas frente a los momentos del pedaleo.

En el primer estudio, al aplicarle una fuerza medial de desplazamiento de 690 N al primer caso y de 510 N al segundo, en ambos fue el ligamento cruzado anterior el que soportó una parte importante (24% y 33% respectivamente). Fue

también destacable el porcentaje soportado por el contacto óseo (25% y 23%). En el caso del desplazamiento lateral, para lo cual se aplicó una fuerza de 630 N y 470 N, eran el ligamento cruzado posterior (44% y 25%), y ligamento medial (30% y 50%) los que más se tensionaban. La segunda parte de este estudio consistió en la aplicación a dos muestras una fuerza de 560 N y 500 N para desplazarla hacia anterior. En este caso, casi toda era soportada por el ligamento cruzado anterior (87% y 73%). En el caso del desplazamiento posterior, al aplicarle 560 N y 590 N, fue el cruzado posterior el que lo soportó (93 % y 72 %).

En el segundo, analizaron las cargas soportadas por las partes blandas de la rodilla cuando se le sometía a momentos varo-valgo o rotadores. Al aplicar un momento varo de 22 Nm era el ligamento lateral el que soportaba toda la carga (45 % de la fuerza); mientras que al aplicar un momento valgo de 40 Nm, era el ligamento medial el que la soportaba. En el caso de los momentos rotacionales, al aplicar uno externo de 44 Nm, el ligamento lateral y la cápsula fueron los que soportaron la mayor parte de carga (34% y 30% respectivamente). Cuando era un momento interno de 16 Nm, fue el ligamento medial y el cruzado anterior (61% y 42%).

O'Donoghue y Slocum <sup>(150, 151)</sup> ya en sus estudios insistieron en la importancia de detectar las fuerzas productoras de la lesión, conocer los mecanismos causales para una detección precoz y un éxito en el tratamiento del traumatismo del atleta. A partir de aquí puede establecerse una prevención modificando dichos mecanismos. Estos momentos rotadores se consiguen aplicando una rotación tibial de 20° aproximadamente en cada sentido. Dichos valores no se alcanzan durante el pedaleo, pero en este deporte hay que tener en cuenta el efecto acumulativo debido a la repetición del gesto, característico del ciclismo, que puede dar como resultado los síndromes por sobrecarga, pudiendo estar producidos por cargas normales muy repetidas. El término "fatiga" se utiliza para describir el fallo del material por cargas y descargas, siendo a menor carga mayor cantidad de ciclos para producir el fallo del tejido. Es posible que ocurran como resultado de la repetición excesiva con una

anatomía normal, por muchas repeticiones con desequilibrios o enfermedades anatómicas<sup>(152)</sup>.

Existen variables anatómicas que van a modificar dichos momentos articulares, incidiendo de manera clara en la aparición del síndrome por abuso a nivel de las partes blandas de rodilla. Ruby et al.<sup>(110)</sup> desarrollaron un segundo estudio en el cual analizaban la variación de los momentos de la rodilla en función de determinados parámetros del miembro inferior. Unas de las variables que estudiaron fue la posición rotacional de la cala, encontrando que aquellos individuos que describían un mayor desplazamiento hacia lateral, presentaban una mayor angulación en abducción de la cala y viceversa. El mayor desplazamiento que presentaron los ciclistas estudiados en un plano frontal, tomando como referencia la tuberosidad anterior de la tibia, fue de 3,6 cm., siendo la media de 2,2 cm.

Otra de las variables que influyeron bastante en los momentos de rodilla de los tres planos fue el ángulo de antepié, siendo más evidente a los 25° del ciclo del pedaleo. Dichas variables reflejaban un incremento destacable en el grupo que presentaba un ángulo de antepié más varo o invertido, y siendo menor en los que presentaban un antepié más valgo o pronado. De todas las variables estudiadas, el ángulo de antepié era la que presenta un mayor grado de significación en relación a  $F_x$  (fuerza antero-posterior de rodilla)<sup>(110)</sup>.

Con respecto a  $M_x$ , la variable que más influyó fue el ángulo de la marcha, que junto al ángulo tibial generaban un nivel de significación  $p=0.01$ , aunque también fue significativo como comentábamos anteriormente, fue el ángulo del antepié. En el análisis de  $M_z$  el ángulo de antepié explicaba la variabilidad de éste en un 25% para su gesto interno, siendo el externo el único que no presentaba una variable claramente predictiva del mismo.

En resumen, para todos los momentos de rodilla exceptuando el rotador externo, la variable con mayor valor predictivo por sí sola era el ángulo de antepié, siendo por tanto una variable a tener en cuenta a la hora de los análisis biomecánicos en aras de evitar las posibles lesiones por sobrecarga que muchos

autores ya describieron en sus estudios <sup>(12, 13)</sup>, siendo éstas un importante porcentaje del total.

Tres de las cuatro variables que formaban parte de la ecuación de regresión del máximo momento valgo de rodilla estaban relacionadas con la estructura del miembro inferior. Las torsiones femorales y tibial eran las principales, además del ángulo de la marcha. Estas tres variables constituyeron el 50% de la variabilidad del momento valgo de rodilla<sup>(110)</sup>.



Determinación de la posición de la cala en base a los parámetros del miembro inferior del ciclista

---

## **OBJETIVOS**

### **3. OBJETIVOS**

Con el desarrollo de este trabajo nos marcamos los siguientes objetivos:

- 1.- Determinar la posición antero-posterior exacta de la cala para cada ciclista en función de las variables del miembro inferior.
  
- 2.- Examinar la relación existente entre las variables rotacionales y torsionales estudiadas del miembro inferior del ciclista con una posición angular exacta de la cala en rotación interna o externa.
  
- 3.- Describir un rango angular de normalidad para la cala ante parámetros fisiológicos del miembro inferior del ciclista.
  
- 4.- Desarrollar un método a través del cual y utilizando las variables del miembro inferior podemos ajustar de forma más exacta la cala.

# HIPÓTESIS

#### **4. HIPÓTESIS**

Tras la revisión bibliográfica, se observa que existe un vacío con respecto a la regulación rotacional de la cala en la zapatilla. Las investigaciones más recientes señalan como posible causa de lesiones de rodilla no traumáticas cuyo origen se desconoce, a un mal ajuste en dicha pieza, procediendo a la variación de ésta mediante el acierto/error, es decir, sin una base científica. Dichos estudios también comienzan a referir la influencia de determinar parámetros rotacionales y torsionales del miembro inferior en la posición de la cala, siendo de esta manera un ajuste personalizado en función de los mismos.

Por lo tanto, la hipótesis de este trabajo es que existe una determinada posición de la cala para cada ciclista en base a los parámetros de su miembro inferior.

La hipótesis nula ( $H_0$ ) es la ausencia de relación entre las variables descritas y la posición de la cala, de tal manera que para individuos que presenten los mismos valores en las variables del miembro inferior, la colocación de la cala será distinta.

## **MATERIAL Y MÉTODO**

## **5. MATERIAL Y MÉTODO**

### **5.1. Tipo de diseño**

Las características de este estudio hacen que se englobe desde el encuadre de Hernandez et al. <sup>(153)</sup> en un estudio de tipo correlacional, ya que este tipo de estudios tienen como propósito conocer la relación que existe entre dos o más variables en un contexto particular que en nuestro caso es el ciclismo.

Los estudios correlacionales miden el grado de asociación entre dos o más variables (cuantifican relaciones). Es decir, miden cada variable presuntamente relacionada, y después, miden y analizan la correlación. Tales correlaciones se sustentan en hipótesis sometidas a prueba. Es importante recalcar que, en la mayoría de los casos, las mediciones de las variables a correlacionar provienen de los mismos sujetos<sup>(153)</sup>.

La utilidad principal de estos estudios es saber cómo se puede comportar una variable al conocer el comportamiento de otras variables relacionadas. Es decir, intentar predecir el valor aproximado que tendrá un grupo de individuos en una variable a partir del valor que poseen en las variables relacionadas. Si dos variables están correlacionadas y se conoce la magnitud de la asociación, se tienen bases para predecir, con mayor o menor exactitud, el valor aproximado que tendrán un grupo de personas en una variable, al saber qué valor tiene en la otra <sup>(153)</sup>.

### **5.2. Características generales de la población de estudio**

La población diana de nuestro estudio está constituida por ciclistas que utilizan un pedal de tipo automático. Las características del estudio hacían necesarios una serie de requerimientos en los ciclistas a estudiar, siendo el más importante el que tuvieran una intensidad deportiva alta, por lo que se procedió a ponerse en contacto con las tiendas de bicicletas que poseen equipos de ciclistas federados y que por lo tanto compiten en carreras en la ciudad de

Sevilla. Los equipos que se prestaron a participar fueron: Human Cycle, Expobici, Suraventura, Kanina bike.

### 5.3. Criterios de inclusión

Los criterios aplicados en la selección de la muestra tuvieron como finalidad evitar factores externos que pudiesen variar el estudio y fueron los siguientes:

- Ciclistas mayores de 20 años.
- No haber padecido traumatismos graves ni intervenciones quirúrgicas en el miembro inferior.
- No haber padecido lesiones por sobrecarga en el miembro inferior desde hace 1 año al menos.
- Usar pedales automáticos tipo Look® o similares.
- Desarrollar una intensidad deportiva mínima de 5.000 Km. anuales.

Uno de los criterios fue que todos los participantes fuesen mayores de 20 años, ya que a pesar de determinarse el patrón rotador a más temprana edad <sup>(154)</sup>, no es hasta los 20 años cuando se considera maduro el sistema musculoesquelético del miembro inferior. Las rotaciones de caderas están influenciadas por el ángulo de anteversión femoral, el cual decrece durante la niñez y la adolescencia <sup>(54)</sup>, presentando rotaciones internas aumentadas y externas disminuidas aquellos que tienen ángulos de anteversión femorales aumentados <sup>(62-64)</sup>. El ángulo de Fick o ángulo de la marcha también variará con la edad, puesto que incide sobre él la anteversión femoral <sup>(57)</sup>. Staheli et al. <sup>(155)</sup> demostraron un cambio de valores de las variables rotacionales y torsionales del miembro inferior a lo largo de los años, manteniéndose estable a partir de los 20 años. También existen estudios valorando dichas variables en determinadas edades <sup>(156, 157)</sup> y cuyos resultados varían, quedando demostrada la incidencia de la edad en la modificación fisiológica de los parámetros.

Puesto que pretendemos analizar la variación de una variable dependiente (posición de la cala) en función de unas variables independientes (características del miembro inferior), y que un mal ajuste de la primera

ocasionaría lesiones por sobrecarga, la presencia de este tipo de lesiones nos indicaría una mala relación entre las variables no siendo por lo tanto de interés.

En el mercado hay diferentes tipos de pedales automáticos, pero existe un diseño muy diferenciado entre el usado en el ciclismo de carretera (tipo Look®) y el de montaña, siendo más bloqueantes y por lo tanto con mayor interés, los usados en el primer grupo.

El ajuste debía ser perfecto en los ciclistas que no padecían lesiones de sobrecarga y que desarrollaban una intensidad deportiva alta, dada la alta repetitividad del mismo gesto en comparación con otros deportes <sup>(158)</sup>.

#### 5.4. Cálculo del tamaño de la muestra

En nuestro caso, cada miembro inferior funciona como una unidad independiente, ya que las variables analizadas no presentan relación ni influencia en función de la lateralidad del miembro, por lo tanto se hablaría de miembros inferiores y no de individuos. La morfología del segmento a estudiar se adquiere durante el desarrollo fisiológico de la persona y puede variar aisladamente como consecuencia de factores externos, pudiendo aparecer por ejemplo una torsión tibial de 15° en la pierna derecha y de 30° en la izquierda. Si la finalidad del estudio es relacionar dichas características anatómicas con una determinada posición de la cala, es todavía más interesante estudiar los segmentos aislados, lo cual sustentaría la hipótesis planteada.

Dado que el principal análisis estadístico consistió en determinar los coeficientes de correlación lineal múltiple, el **tamaño muestral** fue determinado haciendo uso del número de variables a relacionar (entre 2 y 5), valores esperados del coeficiente de correlación múltiple (oscilaba entre 0,14 y 0,68 en un estudio piloto), un valor de  $\alpha$  del 5% y una potencia  $1-\beta$  del 80%. Con estos datos resultó un tamaño mínimo para ejecutar el estudio de 85 miembros inferiores (correspondía a la situación más desfavorable, es decir, máximo tamaño muestral). El cálculo del tamaño muestral se realizó con el programa nQuery Advisor 4.0.



La muestra estuvo constituida por 88 piernas (44 derechas y 44 izquierdas) correspondientes a 44 individuos, de los cuales 7 eran mujeres y 37 hombres con una edad media de  $34,4 \pm 11,08$  años.

### **5.5. Variables de estudio**

Las variables que se estudiaron en este trabajo se pueden clasificar en dos grupos, las dependientes o explicadas y las independientes o explicativas. Son:

#### Independientes

- Edad
- Sexo
- Rotación externa de caderas
- Rotación interna de caderas
- Torsión tibial
- Ángulo Q
- Ángulo de aducción de antepié
- Fórmula metatarsal
- Número de calzado

#### Dependientes

- Ángulo foto
- Ángulo cala-tarso menor
- Ángulo cala-II metatarsiano
- Distancia cala – I metatarsiano
- Distancia relativa cala-zapatilla

En el apartado 5.8 se explica cómo se obtienen los distintos ángulos y distancias que forman el grupo de variables dependientes.

#### Otras variables

- Km. anuales
- Peso

- Talla
- Índice de masa corporal (IMC)

Todas son de tipo cuantitativo excepto el sexo y la fórmula metatarsal que son cualitativas de tipo nominal. El sexo se clasifica en hombre o mujer y la fórmula metatarsal en índice plus (I metatarsiano más largo que el II), índice minus (II metatarsiano más largo que el I) e índice plus-minus (igual longitud de I y II metatarsiano). De las cuantitativas, el número de calzado es discreta, mientras que el resto son continuas. La edad se mide en años, el peso en kilogramos, la talla en centímetros, los kilómetros anuales en kilómetros, el número de calzado en puntos de París, las distancias en milímetros y los ángulos en grados.<sup>(159)</sup>

## 5.6. Aspectos éticos

Se respetaron las normas dictadas en la Declaración de Helsinki de 1964<sup>(160)</sup>, y sus revisiones de Tokio de 2004. Además fueron de obligado cumplimiento las normas del Informe Belmont de 1978<sup>(161)</sup>, la Ley General de Sanidad de 1986<sup>(162)</sup>, las del Convenio de Oviedo de 1997<sup>(163)</sup> y la Ley Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente<sup>(164)</sup>. Los investigadores relacionados con este estudio se comprometieron a garantizar la confidencialidad de los datos y velar por el cumplimiento de las recomendaciones de la Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal (LOPD)<sup>(165)</sup> y las del Real Decreto 1720/2007 de 21 de diciembre por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la LOPD<sup>(166)</sup>.

Así pues, se ha considerado oportuno para el desarrollo de este estudio obtener el consentimiento informado por parte de cada uno de los participantes. El equipo investigador guardará copias de los consentimientos firmados por los pacientes (ANEXO 1). Cuando los posibles sujetos se encontraban bien informados acerca de la naturaleza de éste y de los costos y beneficios potenciales que entrañaba, podían tomar una decisión razonada sobre su participación. El consentimiento informado supuso que los participantes

contaban con información adecuada respecto de la investigación, que eran capaces de comprenderla y de ejercer su libre elección, lo cual les permitía aceptar o declinar voluntariamente la invitación a participar <sup>(167)</sup>.

La información registrada fue empleada con carácter científico, pudiendo ser empleada para la realización de otros estudios. Con el objetivo de determinar si este trabajo se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea, se ha sometido a evaluación por parte del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, y ha obtenido una valoración favorable (ANEXO 2).

## **5.7. Método de registro de variables**

El registro de las variables se dividió en dos partes, tal que en una primera se registraron las variables independientes directamente del sujeto y en una segunda la variable dependiente a través de la medición sobre una fotografía y una radiografía.

### **5.7.1 Variables independientes**

El registro de las variables se realizó siguiendo la metodología descrita científicamente y con el instrumental validado de manera fiable para tal fin.

Según numerosos autores <sup>(154, 155, 168-171)</sup>, la posición idónea para cuantificar las rotaciones de caderas es en decúbito prono y con las rodillas flexionadas 90°. La tensión del aparato cápsulo-ligamentoso anterior de la cadera podría limitar el movimiento de la cadera, de tal manera que si se valorase ésta en sedestación, se eliminaría la tensión de dicho componente y se falsearía la medida <sup>(170)</sup>. Al igual que en los estudios de Cheng et al. <sup>(154)</sup> y Gelberman et al. <sup>(170)</sup>, usamos un solo observador a fin de minimizar las posibles variaciones de medida interobservador <sup>(172)</sup>. En todos los estudios citados hasta ahora <sup>(154, 155, 168-171)</sup>, se han usado como instrumento de medida el goniómetro de dos ramas dada su alta fiabilidad. En nuestro estudio, para la valoración de las rotaciones de caderas colocábamos el paciente en decúbito prono, pero en lugar

de usar un goniómetro clásico, utilizábamos un inclinómetro. Bierma-Zeinstra et al. <sup>(173)</sup> compararon la fiabilidad entre el goniómetro clásico y el inclinómetro, siendo muchos los estudios que habían mostrado la superioridad del inclinómetro en la medida de movimientos complejos tales como el de la columna vertebral <sup>(174-176)</sup>, sin embargo eran pocos los estudios que habían comparado la fiabilidad de estos dos instrumentos a la hora de medir movimientos articulares en los miembros <sup>(177, 178)</sup>. En contraposición de lo mencionado anteriormente, la American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS) <sup>(179)</sup> recomendaba la valoración de las rotaciones de cadera en decúbito supino mediante la aducción y abducción de las mismas, para lo cual no era útil el inclinómetro. Muchos de los estudios seguían dicho método, usando para ello el goniómetro de dos ramas <sup>(95, 180-183)</sup>. Según Bierma-Zeinstra <sup>(173)</sup>, la variabilidad intra-observador fue menor para el inclinómetro en las rotaciones pasivas de cadera, siendo de esta manera la más fiable en dichas medidas. La metodología a seguir en nuestro estudio fue la valoración en decúbito prono, generando el movimiento simultáneo de las dos caderas para evitar vasculaciones pélvicas, para lo cual fue necesario en tal caso el uso del inclinómetro.

La valoración de la torsión tibial, definida como el giro de la tibia en su eje longitudinal, el cual produce un cambio en el alineamiento de las fases de movimiento de las articulaciones proximales y distales <sup>(77)</sup>, se realizó con el paciente en decúbito prono y la rodilla y la articulación del tobillo a 90°. Se utilizó para ello el goniómetro de dos ramas dada la fiabilidad intraobservador <sup>(184)</sup>, alineando una de las ramas con la bisección del muslo y la otra con el eje medio del pie <sup>(154, 155, 185)</sup>.

El ángulo Q está formado por una línea que va desde la espina ilíaca anterosuperior al centro de la rótula y otra desde este último punto al centro de la tuberosidad anterior de la tibia. El centro del goniómetro de dos ramas se colocó en el centro de la rótula, alineando cada rama con cada línea. Éste ángulo informó de la alineación de tracción del cuádriceps en un plano frontal.

El ángulo de aducción del antepié se midió en base a la radiografía que se realizaba al ciclista, el cual está formado por la intersección del eje

longitudinal del II metatarsiano con el del tarso menor <sup>(186, 187)</sup>. Este último se obtiene trazando una línea que una los puntos más mediales de las articulaciones astrágalo-escafoidea y primera articulación cuneo-metatarsiana; a nivel lateral se realiza la misma operación con las articulaciones calcáneo-cuboidea y la articulación entre el cuboides y la base del IV metatarsiano. Se unen los puntos medios de las líneas medial y lateral y se traza una perpendicular a ésta <sup>(188, 189)</sup>.

Para la variable fórmula metatarsal, se podría obtener con la simple palpación de las cabezas metatarsales, pero presenta mayor fiabilidad la observación de forma directa a través de la radiografía, de tal modo que se optó por esta última.

En el caso del número de calzado, se tuvo en cuenta el usado en la zapatilla de ciclismo, ya que en muchas ocasiones no coincidían con el usado en cualquier otro calzado. El sistema de medida utilizado fue el punto de París.

#### 5.7.2. Variable dependiente

Dada la ausencia de estudios con relación a la valoración de dichas variables, en el nuestro se determinó la posición de la cala de dos maneras diferentes, es decir, a través de una radiografía y de una foto de la zapatilla. Ruby et al. <sup>(110)</sup> describieron la rotación de la cala como el ángulo formado por la bisección longitudinal del pie (unión del centro de la cabeza del segundo metatarsiano con el centro del calcáneo), con el plano sagital, para lo cual realizó una fotocopia de la suela de la zapatilla. Tomó como eje la mayor distancia punta-talón y con un transportador de ángulos midió la intersección de la perpendicular de dicho eje con la línea formada por la ranura de la cala. En nuestro caso, en lugar de realizar una fotocopia, la cual podría perder calidad de imagen y dificultar la medida al digitalizarla, se realizó una fotografía digital siguiendo un protocolo a la hora de tomarla. Se utilizó una cámara con el zoom lo más lejos posible y totalmente vertical a la zapatilla, la cual estaba apoyada en el suelo, y centrada en la pantalla de manera que la punta y el talón de la

zapatilla quedaran totalmente ajustados al marco de la imagen. Ésta se encontraba en un trípode a una distancia del suelo de 1 metro.

El otro método fue la radiología, la cual se podía considerar un método de obtención de imagen de gran fiabilidad siempre que se tuviese en cuenta una serie de premisas a la hora de realizarla, ya que podrían alterar la realidad de no ser así <sup>(190-198)</sup>. Venning y Hardy <sup>(194)</sup> clasificaron los errores relativos a medidas radiográficas en tres categorías:

- a. Por las variaciones en las relaciones mutuas entre la fuente de rayos X, el objeto y la placa.
- b. Al marcar y medir los parámetros determinados.
- c. Por variaciones en la morfología del pie en el mismo sujeto, debidas a variaciones en las fuerzas que actúan sobre el pie (como por ejemplo la distribución de la carga) y/o a variaciones en la condición física del sujeto (estados de fatiga física, periodos de descanso, etc.).

Para la toma de la radiografía se debían marcar unos parámetros estandarizados que se mantendrían constantes en todas y cada una de las radiografías, a fin de evitar los posibles errores antes mencionados. Dado que los metatarsianos presentan una inclinación en el plano sagital, el rayo ha de incidir verticalmente a éstos para no producir una imagen distorsionada <sup>(196-198)</sup>, determinando la inclinación del tubo de rayos x de 15° sobre la vertical en el plano sagital <sup>(198)</sup>. La distancia del tubo a la placa se estableció en 1 metro, de acuerdo con los criterios del Comité de Mediciones y Terminología de la AOFAS <sup>(199, 200)</sup>, (*American Orthopaedic Foot and Ankle Society*). Teniendo en cuenta la dificultad de estar calzado y en carga con dicho zapato y el espacio que ocupa, se colocó un pie en cada chasis obteniendo de esta manera una imagen sin posibles pérdidas por espacio de la placa. El centrado del rayo se realizó en la zona correspondiente a la articulación de Lisfranc para obtener una referencia nítida a la hora de marcar los puntos y porque nuestra área de estudio se situaba en el antepié del ciclista. Con esta restricción del área a estudiar se consiguió disminuir la posible radiación difusa de la persona, no incurriendo en el principio

ético de no maleficencia <sup>(201, 202)</sup>. Cada sujeto fue provisto de un delantal plomado para evitar la radiación en el resto del cuerpo.

Todas las radiografías se obtuvieron en carga ya que es el estado en el que constantemente se encuentra el pie en este deporte, posición que proporcionaba una idea del complejo esquelético y tisular del pie bajo estrés <sup>(191)</sup>.

Una de las posibles causas a la hora de incurrir en un error en la toma de la radiografía era la condición física de la persona. Venning y Hardy <sup>(194)</sup> demostraron que no había diferencias significativas entre las radiografías tomadas en el mismo individuo tras una jornada de actividad laboral normal, y las tomadas tras una hora de descanso completo con el individuo tumbado, ni entre las de la primera situación y las obtenidas tras dos sets de un partido de squash. Sin embargo, sí resultaron diferentes las medidas de las radiografías tras una hora de descanso y las de las radiografías tras la actividad deportiva. En el caso del presente estudio, ninguno de los sujetos de la muestra estuvo en situaciones similares a la primera o a la última del estudio de Venning y Hardy. Las radiografías fueron realizadas durante una jornada de actividad normal, nunca tras una actividad deportiva intensa ni inmediatamente después de descansar acostado durante una hora.

Dada la radiotransparencia que presentaba la pieza a estudiar (la cala), se optó por colocar un elemento rígido metálico en la base de ésta con el fin de referenciar en la imagen la angulación que presentaba la zapatilla al fijarse en el pedal. Galardi <sup>(203)</sup> realizó una radiografía para estudiar las articulaciones que contiene la cala, contorneándola para ello con un elemento metálico (alambre). Dicha técnica además de muy dificultosa, no reflejaba fielmente la angulación estudiada por su flexibilidad.

Una vez obtenida la radiografía, se procedía a su digitalización a través de un escáner con capacidad de explorar imágenes en films negativo (EPSON EXPRESIÓN 1680 Pro<sup>®</sup>) para crear una imagen digital. Las mediciones se realizaron una vez obtenida la imagen digital con el software AutoCAD<sup>®</sup> 2006, el cual nos permitió desarrollar todas las funciones que necesitábamos con una

exactitud avalada científicamente. Farber y colaboradores <sup>(204)</sup> demostraron que la medición de ciertos ángulos en radiografías utilizando un sistema digital es totalmente válido, y consigue mejorar la fiabilidad inter e intraobservador en comparación con el uso de la técnica analógica mediante goniómetro y lápiz. Así mismo, dicho protocolo de digitalización y medición de radiografías a través del AutoCAD® 2006 había sido utilizado y validado por Munuera y Domínguez <sup>(205-210)</sup>. Demostraron que una vez digitalizada la imagen e insertada en el software con la proporción 1:1, el tamaño de la misma no se veía alterado al ampliar o reducirla, permitiendo de esta manera gran exactitud a la hora de marcar puntos de referencia, a partir de los cuales pudimos trazar automáticamente líneas y medir ángulos.

Las mediciones fueron realizadas por un único observador, con el fin de reducir el error por la variabilidad de las mediciones. Un estudio realizado por Kilmartin y colaboradores <sup>(211)</sup> indicó que las mediciones llevadas a cabo en el primer segmento metatarso-digital por un único observador son repetibles con menos variabilidad que las efectuadas por observadores diferentes.

### **5.8. Características de la cámara de fotos, el aparato de rayos X y el chasis**

Para la toma de la fotografía se utilizó una cámara Sony Cyber-shot DSC-P120, cuya resolución era de 5.1 megapixels con una capacidad de zoom óptico de 3x.

El aparato de rayos utilizado es una unidad portátil de rayos-X Sedecal SPS HF-4.0®, con colimador. Este equipo opera a potencial constante de alta frecuencia y en línea monofásica. Tiene el modo de control de dos puntos por selección de kilovoltios y miliamperios.

Los cassettes utilizados han sido Kodak X-Omatic® de 24 x 30 cm. con pantalla de intensificación regular. Los chasis se escogieron de este tamaño porque permiten obtener la imagen dorsoplantar de un pie en carga y calzado sin compromiso de espacio.



Los parámetros radiológicos empleados fueron 65 kilovoltios y 10 mA/seg.

## 5.9. Medidas realizadas

### 5.9.1. Medidas en la radiografía

Dada la novedad del estudio de la rotación de la cala por medio de una radiografía, el ángulo en cuestión no está descrito en la bibliografía, por lo que lo cuantificamos de dos maneras: ángulo cala-tarso menor y ángulo cala-II metatarsiano. Además se realizaron otras medidas como el ángulo de aducción de antepié o la distancia desde la base de la cala a la cabeza del I metatarsiano.

- Ángulo de rotación cala-tarso menor: Está constituido por la intersección del ángulo del tarso menor con la línea que describe la base de la cala (figura 3). El ángulo del tarso menor se realiza de la siguiente manera: se traza una línea que una los puntos más mediales de las articulaciones astrágalo-escafoidea y primera articulación cuneometatarsiana; a nivel lateral se realiza la misma operación con las articulaciones calcáneo-cuboidea y la articulación entre el cuboides y la base del IV metatarsiano. Se unen los puntos medios de las líneas medial y lateral y se traza una perpendicular a ésta <sup>(188, 189)</sup>.

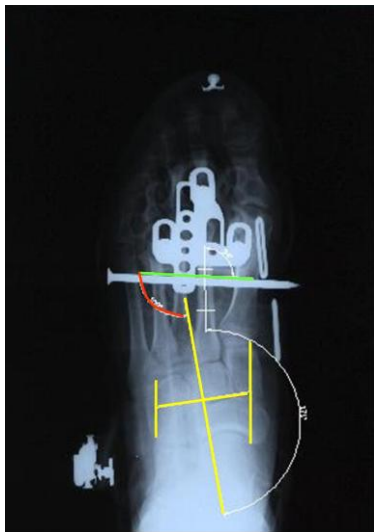


Figura 3: Ángulo cala-tarso menor



Figura 4: Distancia cala-I metatarsiano

- Ángulo de rotación cala-II metatarsiano: El ángulo de rotación cala-II metatarsiano está formado por el ángulo producido en la intersección de la bisección longitudinal de la diáfisis o eje longitudinal del II metatarsiano con la línea que describe la base de la cala. Para trazar dicho eje es necesario hallar dos puntos de referencia. Uno de ellos será el punto medio de la anchura del metatarsiano en una zona que esté entre 1 y 2 cm proximal a la superficie articular distal, y el otro el punto medio de la anchura del metatarsiano en la zona comprendida entre 1 y 2 cm distal a la superficie articular proximal <sup>(205, 206, 209-212)</sup>. De esta forma, ese rango de 1 cm se puede utilizar para las distintas variaciones en el tamaño del pie.
- Ángulo de aducción de antepié: Constituido por la intersección del eje diafisario del II metatarsiano con el del tarso menor <sup>(186, 187)</sup> (ambos descritos en los puntos anteriores).
- Distancia cala-I metatarsiano: Dado que la escala no se ve alterada en el proceso de escaneado, se calculó la distancia desde la cabeza del I metatarsiano a la cala (figura 4).

#### 5.9.2. Medidas en la fotografía

- Ángulo foto: Siguiendo el protocolo descrito por Ruby et al. <sup>(110)</sup>, se tomó como eje longitudinal la distancia máxima desde la punta de la zapatilla hasta el talón. El ángulo está formado por la unión de la perpendicular de dicho eje (línea amarilla) con la línea que constituye la base de la cala (línea verde) (figura 5).
- Distancia punta-cala: En este caso la escala no es 1:1 dada las limitaciones del sistema, por lo que se procedió a calcular la distancia relativa a la longitud de la zapatilla en la que se encuentra posicionada la cala a través de una ecuación (figura 6)

$$\text{Distancia punta-cala} = A/B$$



Figura 5: Ángulo foto

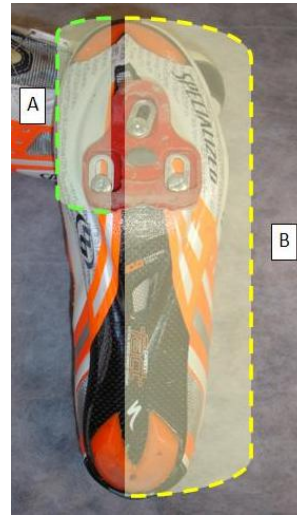


Figura 6: Distancia punta-cala

#### 5.10. Protocolo de realización de las medidas

Una vez firmado el consentimiento informado, se procedió a la cumplimentación de la hoja de recogida de datos (ANEXO 3), en cuya parte superior se encontraban los datos de filiación.

En posición de decúbito prono, se valoraron las rotaciones de cadera, generando el movimiento en ambas caderas de forma simultánea con la finalidad de evitar basculaciones pélvicas que pudiesen falsearlas. Cabe recordar una vez más que todas las medidas se realizaron por un solo observador, disminuyendo con ello al mínimo el posible error intraobservador. Las medidas se registraron en tres ocasiones alternando entre rotaciones internas y externas, obteniendo con ello una media más exacta. Una vez realizados los tres registros, se valoró la torsión tibial en la misma posición de decúbito prono, realizando de nuevo tres medidas de cada pierna, alternando derecha e izquierda, para obtener una medida.

El ángulo Q se realizó en decúbito supino con el miembro extendido por completo y con el cuádriceps totalmente relajado, de manera que no alterase la medida también en tres ocasiones.

A continuación se realizó la fotografía de la zapatilla siguiendo el protocolo descrito anteriormente para dar fiabilidad a la metodología de la prueba.

Por último, se procedió a la realización de la radiografía en carga de cada pie calzado. Una vez preparado el chasis con la placa correspondiente, se radiografió primero el pie derecho. También antes de realizarla, se colocó el referente metálico que nos indicó la angulación de la cala (figura 7). Posteriormente se procedió a la radiografía del pie izquierdo.

Una vez obtenidas las radiografías, se digitalizaron y se procedió al cálculo de las mismas a través del AutoCAD® 2006.



Figura 7: Colocación del elemento metálico identificador de la angulación

### 5.11. Análisis estadístico de los datos

El análisis de los datos se realizó por medio del software SPSS 15.0 para Windows, programa utilizado ampliamente para esta finalidad <sup>(205-210)</sup>.

#### 5.11.1. Fiabilidad de las medidas

Se procedió a la repetición 3 veces en 3 semanas distintas de cada una de las formas en que se cuantificó la variable en 10 individuos elegidos aleatoriamente, a fin de constatar la fiabilidad y reproducibilidad de las medidas, mediante el coeficiente de correlación intraclase.

#### 5.11.2 Depuración estadística (análisis descriptivo).

En primer lugar se realizó una *exploración* de los datos, generándose estadísticos de resumen y representaciones gráficas para todos los casos. Este procedimiento se utilizó para identificar valores atípicos y mostrar si existían valores inusuales o extremos en las observaciones. Asimismo, nos ayudó a determinar si eran adecuadas las técnicas estadísticas consideradas para su análisis o la necesidad de utilizar pruebas no paramétricas.

Las variables numéricas se resumieron con medias y desviaciones típicas o, en caso de distribuciones muy asimétricas, medianas y percentiles ( $P_{25}$ ,  $P_{50}$  y  $P_{75}$ ), mientras que las variables no numéricas con frecuencias y porcentajes. La descripción de la muestra se completó con distintas representaciones gráficas según el tipo de información (numérica/ no numérica).

#### 5.11.3. Correlaciones múltiples

Para obtener una cuantificación de la fuerza y naturaleza de la relación entre las variables se calcularon coeficientes de correlación lineal múltiple. Las correlaciones midieron cómo estaban relacionadas las variables y proporcionaron evidencias de una posible relación lineal. Asimismo se aplicaron tests de independencia para valorar la significación estadística de la asociación.

#### 5.11.4 Regresión lineal múltiple

Por último, la regresión lineal múltiple determinó los modelos lineales de relación entre varias variables numéricas independientes para predecir el valor de una variable dependiente, mediante el método de selección paso a paso. Las

hipótesis de aplicación de los modelos de regresión lineal independencia, linealidad, normalidad y homocedasticidad fueron previamente verificadas con métodos gráficos o analíticos. La bondad de los modelos fue cuantificada previamente mediante coeficientes de correlación múltiple ya mencionados.

## **RESULTADOS**

## 6. RESULTADOS

### 6.1 Coeficiente de correlación intraclase

Esta prueba consistió en la medida de fiabilidad intra-evaluador bajo un modelo determinado, a través de la realización de una serie de tres tomas de medidas en cada individuo de una muestra constituida por 10 individuos elegidos al azar y para cada una de las tres formas que describimos y utilizamos en nuestro estudio. En todos los casos obtuvimos unos coeficientes muy altos, considerándose por consiguiente, como muy fiable la metodología utilizada en la medición de la variable dependiente y con  $P < 0,0001$  para todos los casos (tabla 3).

	IC 95%			Sig
	Correlación intraclase	Límite inferior	Límite superior	
<b>Ángulo foto</b>	0,958	0,898	0,986	<0,0001
<b>Ángulo cala-tarso menor</b>	0,860	0,657	0,951	<0,0001
<b>Ángulo cala-II metatarsiano</b>	0,848	0,627	0,947	<0,0001

Tabla 3: Coeficientes de correlación intraclase

### 6.2 Descripción global de la muestra

En este estudio participaron un total de 44 ciclistas (88 miembros inferiores), de los cuales fueron 7 mujeres y 37 hombres con una edad media de  $34,4 \pm 11,08$  años. Con respecto a las variables antropométricas, presentaron un peso medio de  $68,79 \pm 7,91$  kg., una altura de  $1,72 \pm 0,07$  m. y un índice de masa corporal (IMC) de  $23,2 \pm 1,91$ . La intensidad deportiva media calculada a través de los km anuales fue de  $12.470,45 \pm 6243,58$  km (gráficos 1-4).



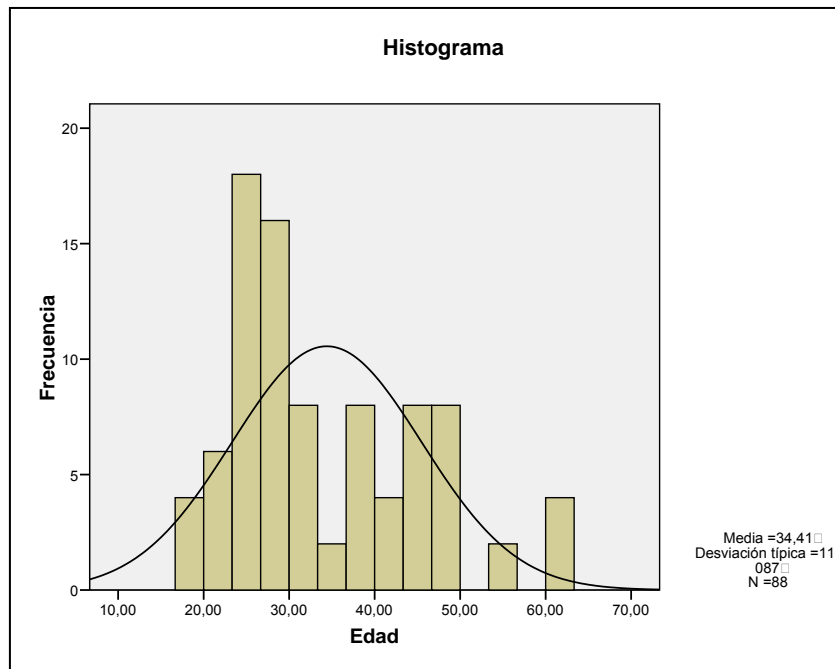


Gráfico 1: Distribución de la edad de la muestra.

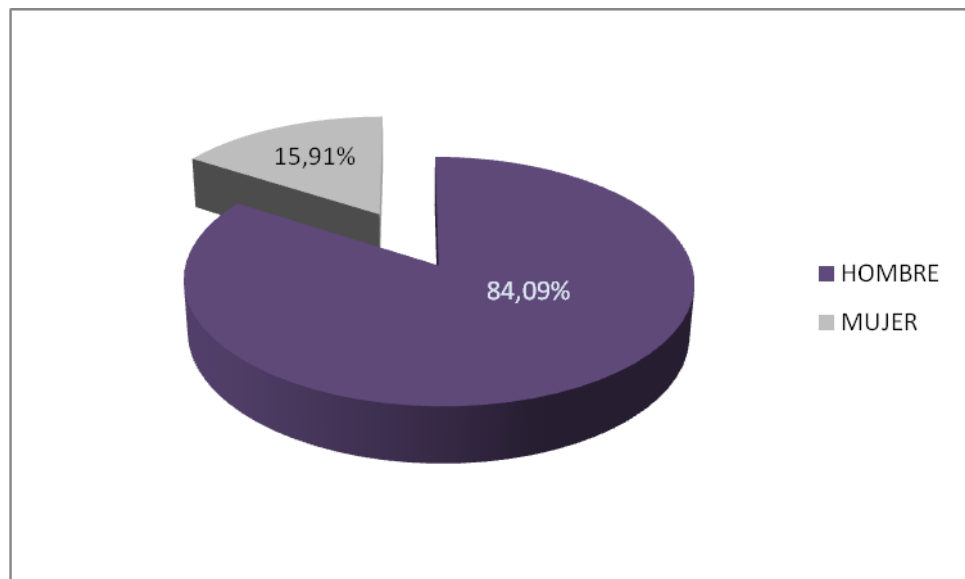


Gráfico 2: Distribución porcentual de la muestra por sexo.

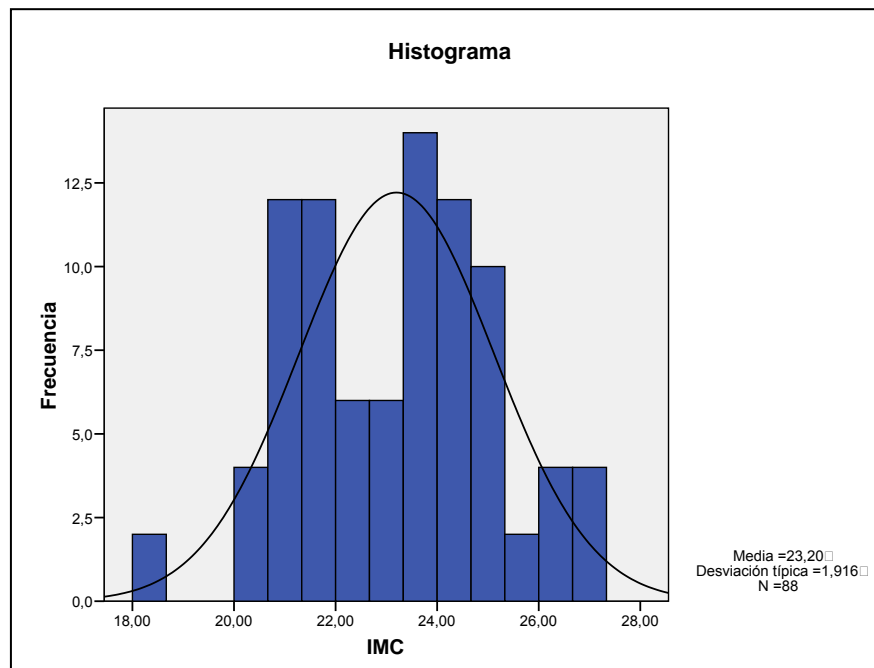


Gráfico 3: Distribución del IMC.

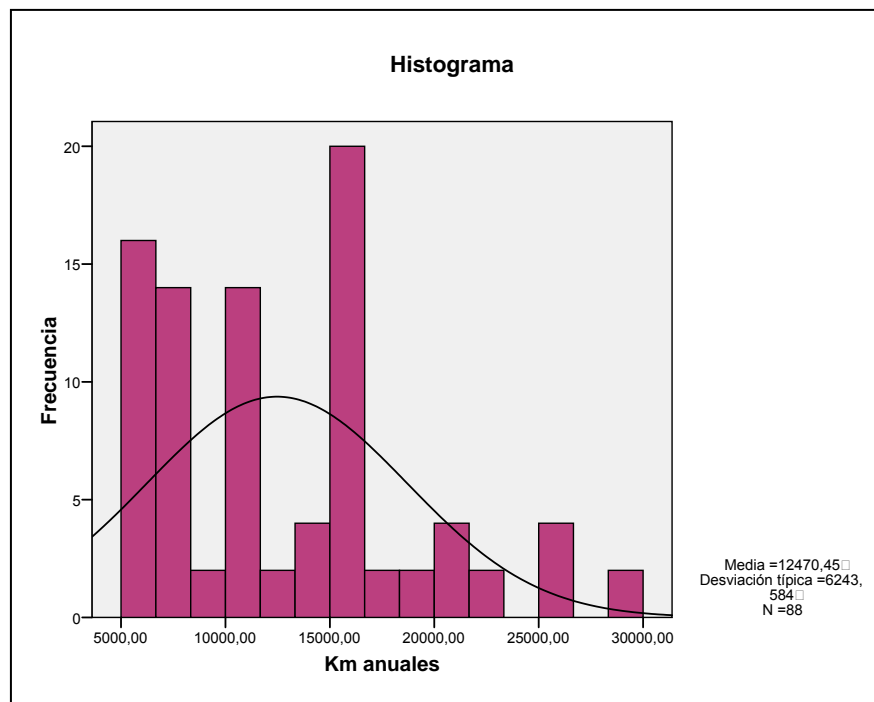


Gráfico 4: Distribución de los km. anuales.

### 6.3 Análisis descriptivo de las variables

Con respecto a la variable cualitativa fórmula metatarsal, presentó 26 casos de *índex plus*, 60 de *índex minus* y 2 de *índex plus-minus* (gráfico 5). De las variables cuantitativas, el número del calzado registró un valor mínimo y máximo de 39 y 46 respectivamente (gráfico 6). Para el resto, se detallan la media, la desviación típica y los límites inferior y superior para un intervalo de confianza del 95% (tabla 4).

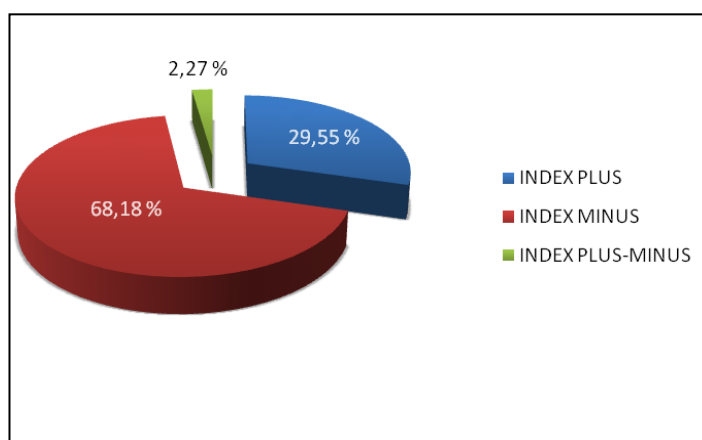


Gráfico 5: Distribución de la fórmula metatarsal de la muestra

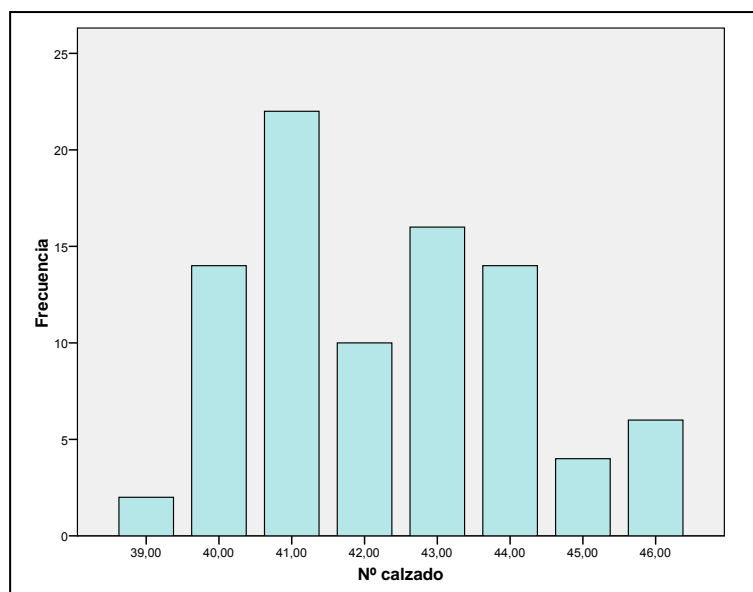


Gráfico 6: Distribución del nº de calzado en la muestra

Variable	Media $\pm$ DT	Intervalo de confianza al 95 %	
		Límite inferior	Límite superior
Rotación externa de caderas	46,36° $\pm$ 0,97°	44,43°	48,29°
Rotación interna de caderas	38,34° $\pm$ 0,88°	36,59°	40,08°
Torsión tibial	17,76° $\pm$ 0,5°	16,75°	18,77°
Ángulo Q	12,04° $\pm$ 0,32°	11,40°	12,69°
Ángulo de aducción de antepié	13,30° $\pm$ 0,44°	12,43°	14,18°
Ángulo foto	1,33° $\pm$ 0,15°	1,03°	1,63°
Ángulo cala-tarso menor	76,46° $\pm$ 0,42°	75,63°	77,30°
Ángulo cala-II metatarsiano	90,32° $\pm$ 0,36°	89,60°	91,03°
Distancia cala- I metatarsiano	3,568 $\pm$ 0,83 cm.	3,403 cm.	3,732 cm.
Distancia punta-cala	0,43 $\pm$ 0,003 cm.	0,42 cm.	0,43 cm.

Tabla 4: Media, desviación típica e intervalo de confianza al 95% de las variables cuantitativas.

Se determinó la naturaleza de la distribución de los datos para las distintas variables estudiadas mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov (tabla 5). Excepto para la variable ángulo cala-II metatarsiano, test y gráfico presentaban valores distintos ya que frente a valores  $p < 0,05$ , la gráfica Q-Q sí mostraba una agrupación normal de los datos (gráficos 7-15). Ello justificó el uso de tests paramétricos.

	<i>Kolmogorov-Smirnov(a)</i>		
	Estadístico	gl	Sig.
Rotación externa de caderas	0,121	88	0,003
Rotación interna de caderas	0,125	88	0,002
Torsión tibial	0,171	88	0,000
Ángulo Q	0,210	88	0,000
Angulo foto	0,206	88	0,000
Angulo de aducción del antepié	0,095	88	0,047
Angulo cala-tarso menor	0,128	88	0,001
Angulo cala-II metatarsiano	0,086	88	<b><u>0,124</u></b>
Distancia cala-1mtt	0,100	88	0,029
Distancia punta- cala	0,100	88	0,031

Tabla 5: Test de Kolmogorov-Smirnov para las variables de la muestra

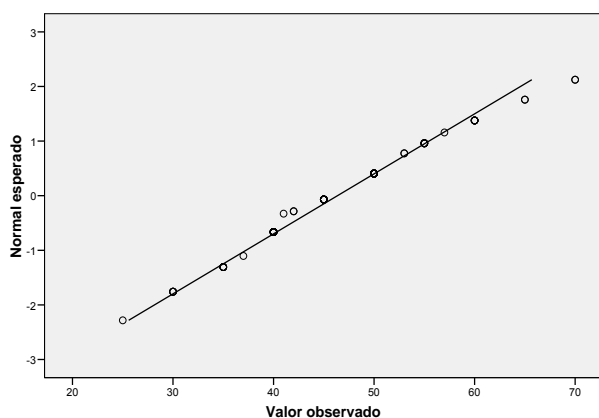


Gráfico 7: Rotación externa caderas

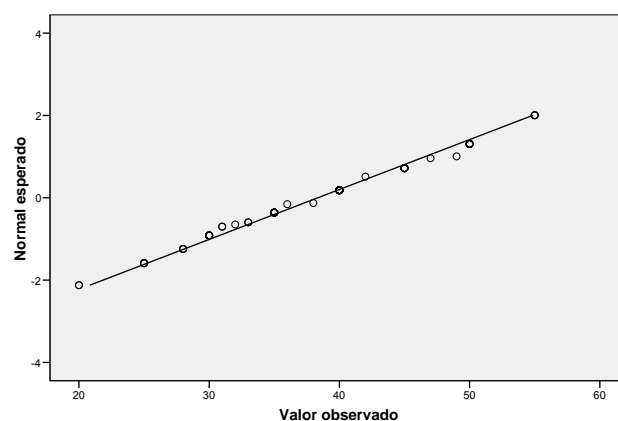


Gráfico 8: Rotación interna caderas

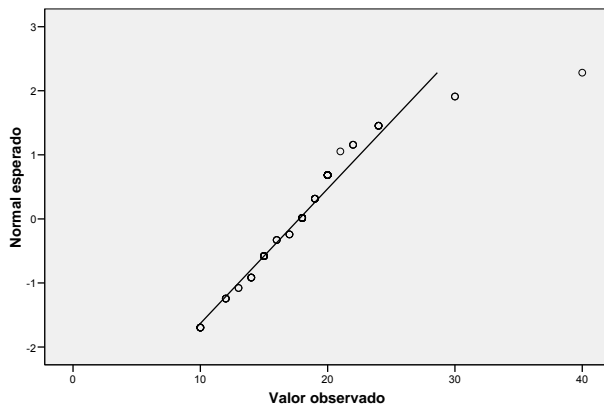


Gráfico 9: Torsión tibial

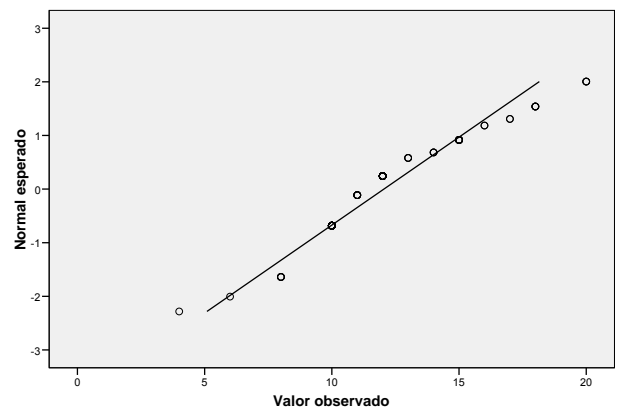


Gráfico 10: Ángulo Q

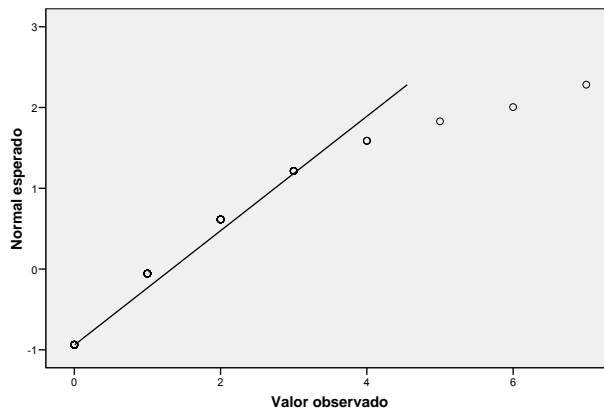


Gráfico 11: Ángulo foto

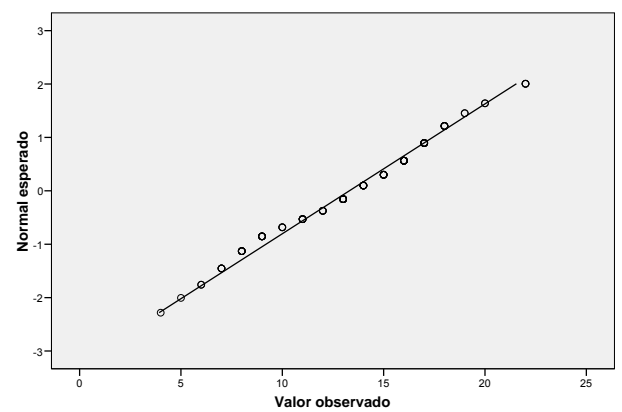


Gráfico 12: Ángulo aducción antepié

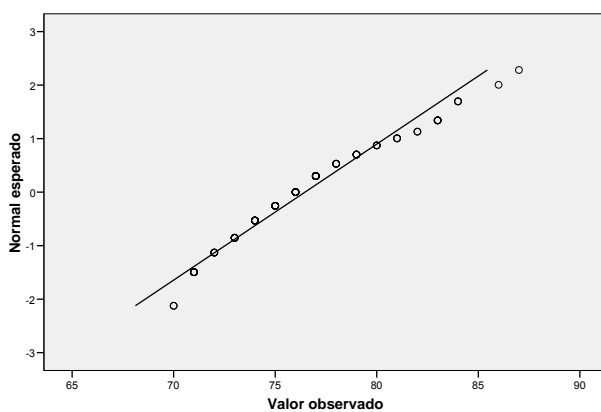


Gráfico 13: Ángulo cala-tarso menor

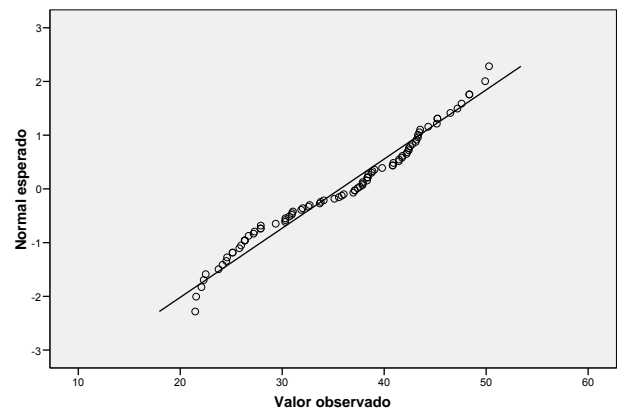


Gráfico 14: Distancia cala-I metatarsiano

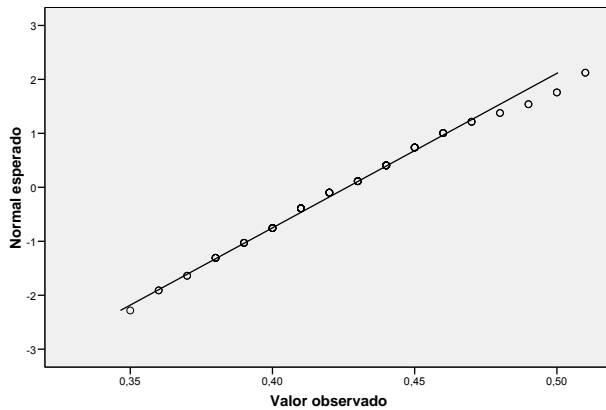


Gráfico 15: Distancia punta-cala

#### 6.4 Comparación de las variables en función de la lateralidad

Se procedió a la comparación de las variables independientes en función de la lateralidad es decir, en base a si era el miembro izquierdo o el derecho (gráfico 16-25), y se realizó la prueba de la t de Student para muestras independientes en las variables dependientes también en función de la lateralidad (tabla 6). Los resultados obtenidos indican que no existen diferencias significativas entre los datos obtenidos del lado derecho y los del izquierdo.

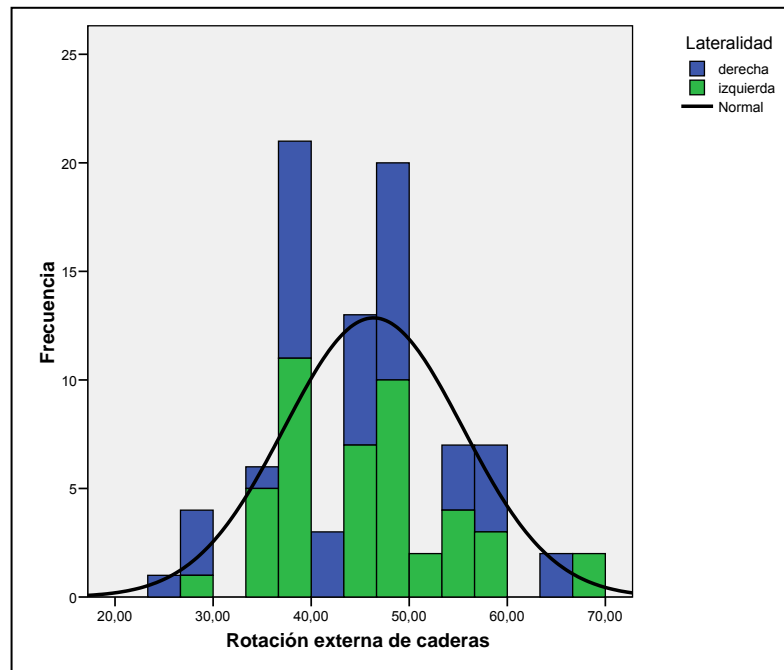


Gráfico 16: Comparación de la rotación externa de caderas/lateralidad

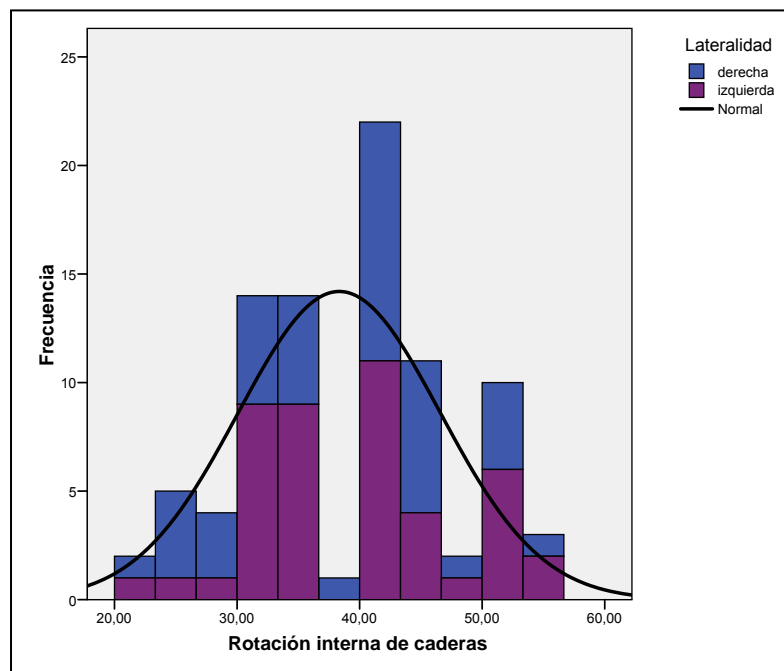


Gráfico 17: Comparación de la rotación interna de caderas/lateralidad



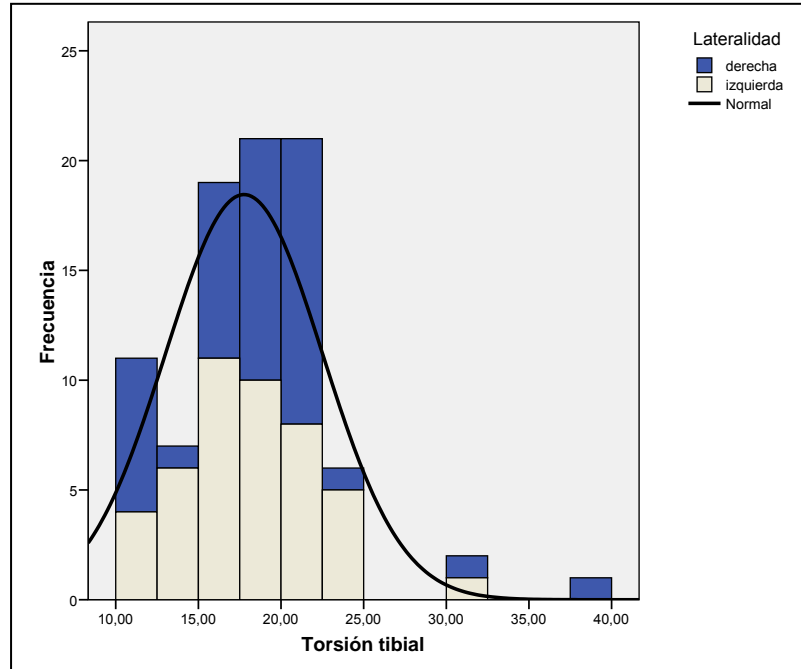


Gráfico 18: Comparación de la torsión tibial/lateralidad

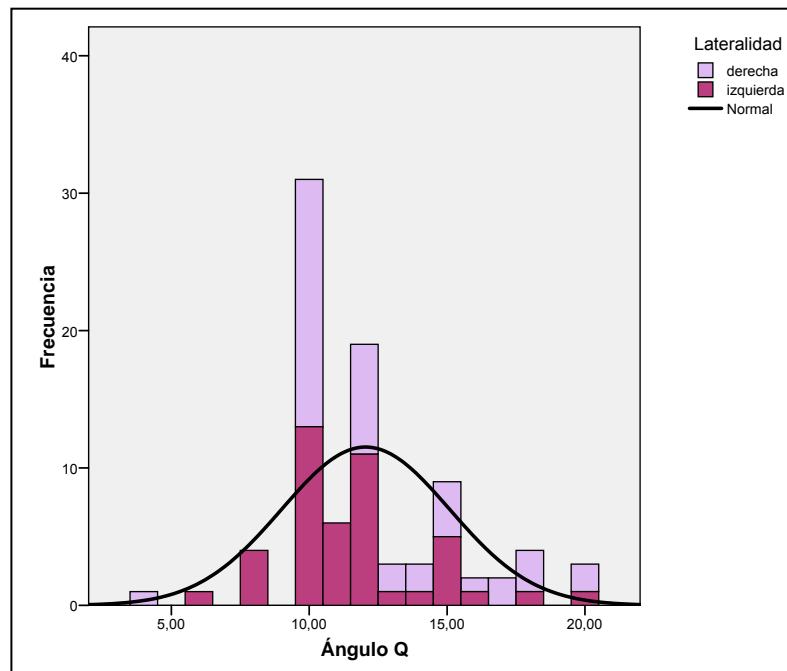


Gráfico 19: Comparación del ángulo Q/lateralidad

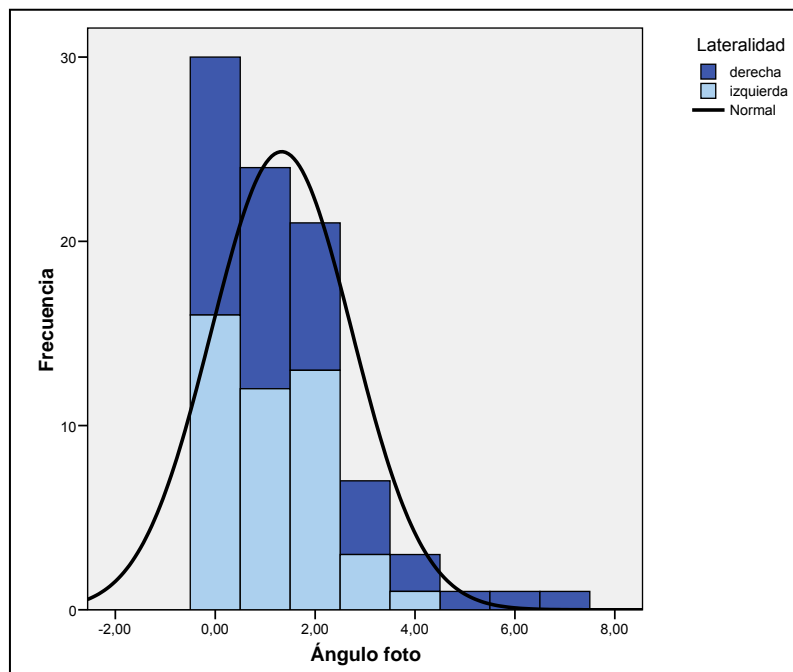


Gráfico 20: Comparación del ángulo foto/lateralidad

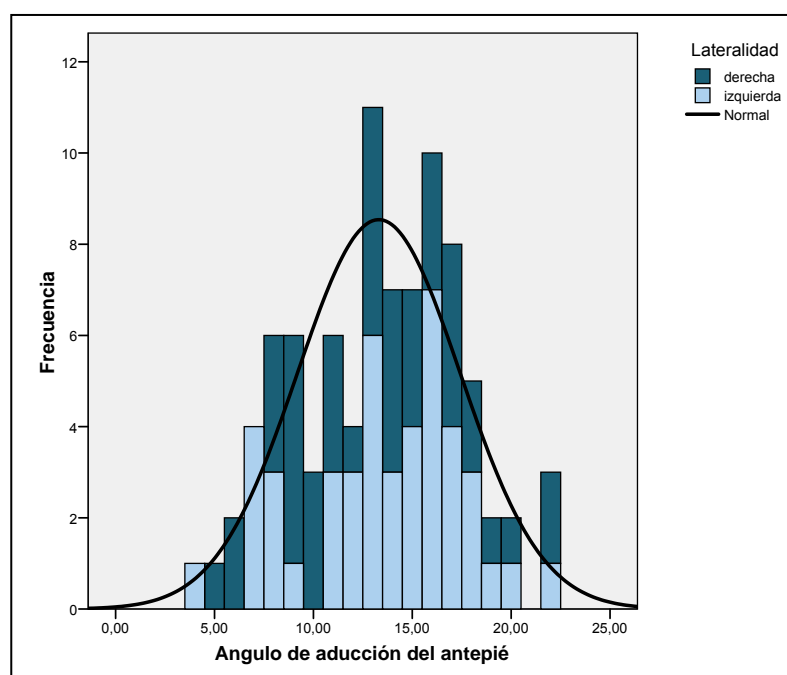


Gráfico 21: Comparación del ángulo de aducción de antepié/lateralidad

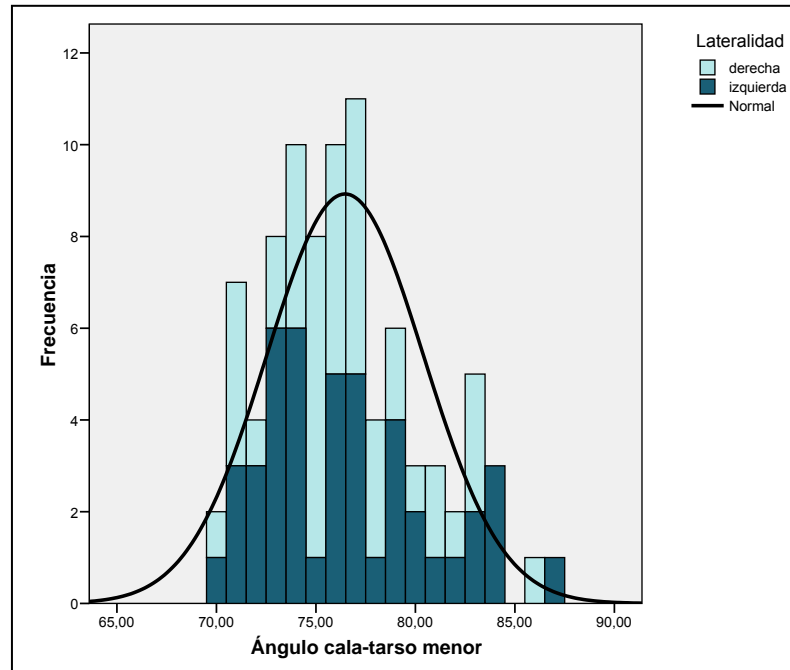


Gráfico 22: Comparación del ángulo cala-tarso menor/lateralidad

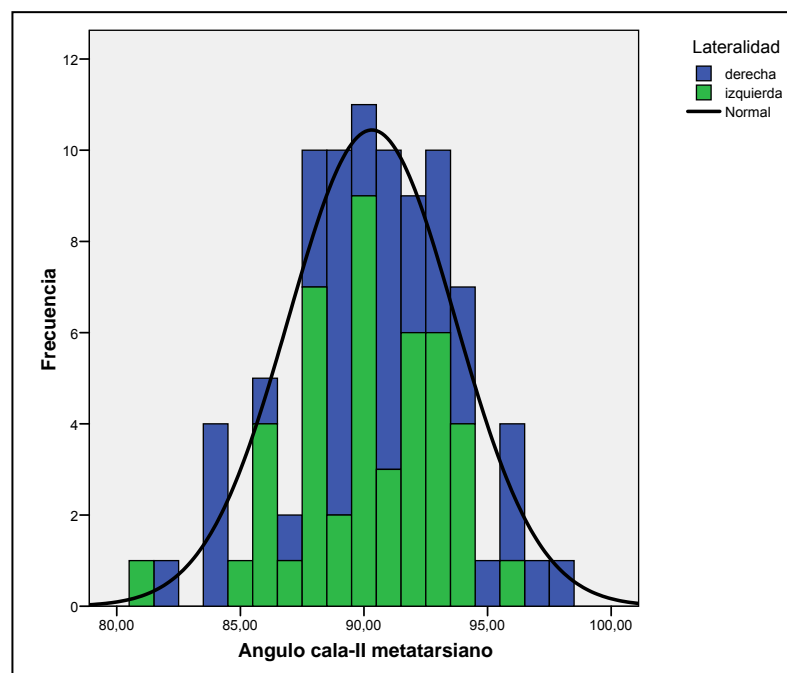


Gráfico 23: Comparación del ángulo cala-II metatarsiano/lateralidad

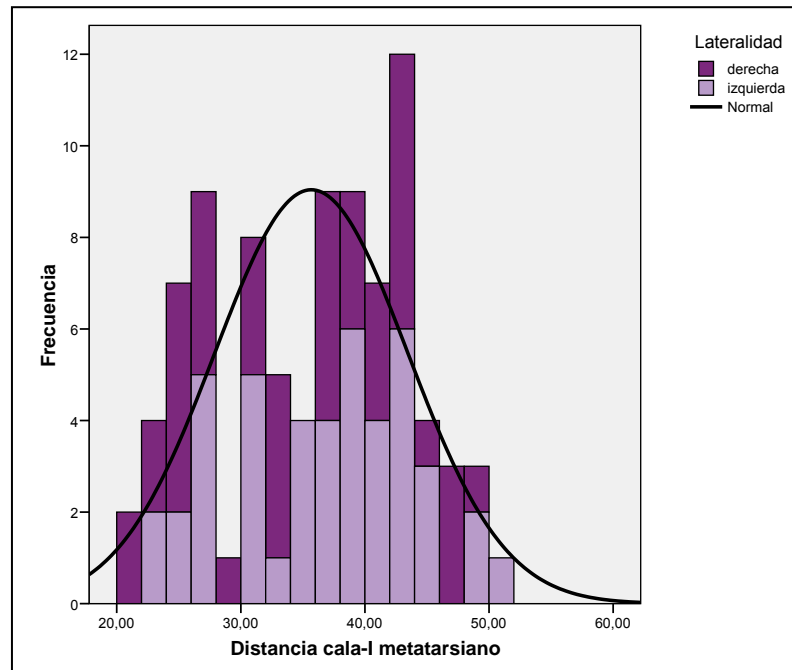


Gráfico 24: Comparación de la distancia cala-I metatarsiano/lateralidad

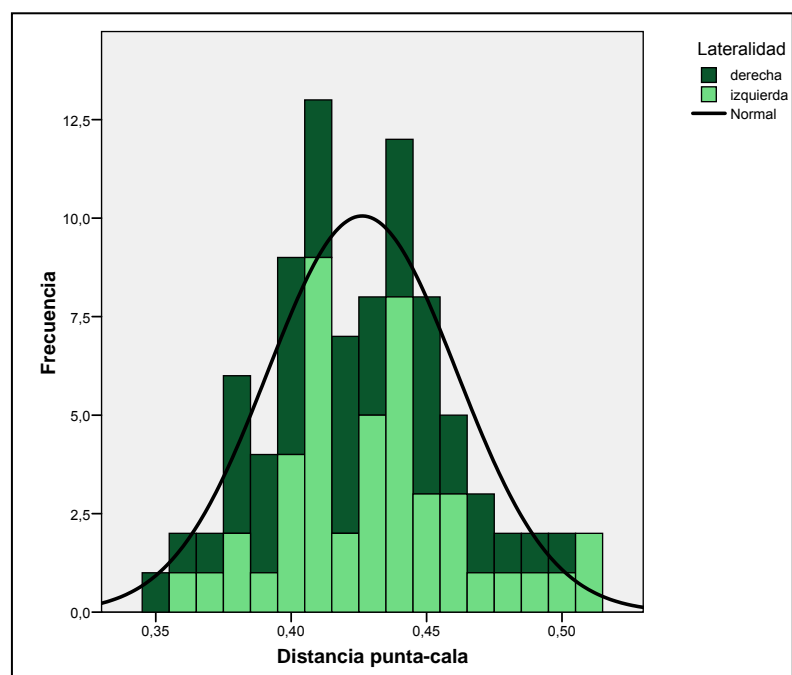


Gráfico 25: Comparación de la distancia punta-cala/lateralidad

	<b>Sig (bilateral)</b>
<b>Ángulo foto</b>	0,184
<b>Ángulo cala-tarso menor</b>	0,913
<b>Ángulo cala-II metatarsiano</b>	0,601
<b>Distancia cala-1º metatarsiano</b>	0,251
<b>Distancia punta-cala</b>	0,246

Tabla 6: Prueba de la t de Student para muestras independientes para las variables dependientes

### 6.5 Coeficientes de correlación

La correlación de las variables se realizó a través del coeficiente de correlación de Pearson dada la normalidad de la muestra (tabla 7). Observamos una correlación importante del ángulo de aducción del antepié con la variable ángulo cala-tarso menor de tipo inversa y un poco menor con el ángulo cala-II metatarsiano. Por último, cabe destacar la ausencia de correlación entre la fórmula metatarsal y la posición longitudinal de la cala.

	<b>Ángulo foto</b>	<b>Ángulo cala-tarso menor</b>	<b>Ángulo cala-II mtt</b>	<b>Distancia cala-I mtt</b>	<b>Distancia punta-cala</b>
<i>Edad</i>	,209	-,205	,245(*)	,349(**)	,361(**)
<i>Sexo</i>	-,191	,314(**)	-,088	-,271(*)	,083
<i>Km anuales</i>	-,160	-,020	,021	-,132	-,216(*)
<i>Altura</i>	,169	-,253(*)	-,117	,141	-,253(*)
<i>Peso</i>	,211(*)	-,412(**)	-,031	,175	-,191
<i>Nº calzado</i>	-,119	-,298(**)	,111	,326(**)	-,238(*)
<i>Rotación externa de caderas</i>	-,102	,250(*)	-,239(*)	-,226(*)	,053
<i>Rotación interna de caderas</i>	-,173	,100	-,196	-,269(*)	-,181
<i>Torsión tibial</i>	-,070	,070	,118	-,115	-,057
<i>Ángulo Q</i>	-,025	,202	-,114	-,022	,038
<i>Fórmula metatarsal</i>	-,215(*)	,207	-,009	-,071	-,046
<i>Ángulo de aducción del antepié</i>	,319(**)	<b>-,664(**)</b>	<b>-,448(**)</b>	,238(*)	-,046

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

\* La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral).

Tabla 7: Coeficiente de correlación de Pearson

## 6.6 Coeficientes de regresión lineal

Con dicho procedimiento estadístico, se pretendió comprender los efectos de las variables independientes, en una variable dependiente. En nuestro estudio, podemos diferenciar dos grupos, las regresiones que buscan determinar la posición rotacional de la cala entre las que se encuentran las tres primeras, es decir, los modelos ángulo foto, ángulo cala-tarso menor y ángulo cala-II metatarsiano. Por otro lado, las que pretenden determinar la posición longitudinal de la cala que corresponden a los dos últimos, es decir, los modelos distancia cala-1º metatarsiano y distancia punta-cala.

Para el primer grupo, el modelo con mayor interés es el ángulo cala-tarso menor atendiendo a su  $R=0,728$  y  $p<0,0005$ . En segundo lugar sería el modelo ángulo cala-II metatarsiano con  $R=0,566$  y  $p<0,0005$ , aunque éste no podríamos considerarlo muy válido dado que dicho valor de R (coeficiente de correlación) es bajo. El modelo ángulo foto queda descartado por el valor tan pequeño de  $R=0,319$  a pesar de tener un bajo nivel de significación.

En el segundo grupo, ninguno de los modelos sería útil atendiendo a los valores de R, siendo para el modelo distancia cala-1º metatarsiano  $R=0,326$  y para el modelo distancia punta-cala  $R=0,238$ .

#### 6.6.1. Modelo ángulo foto

Modelo	R	R <sup>2</sup>	Sig.
1	0,319	0,102	0,002

Tabla 8: Coeficiente de correlación del modelo 1

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error típ.	Límite inferior	Límite superior
Constante	<b>-0,128</b>	0,489	-1,099	0,843
Ángulo aducción antepié	<b>0,110</b>	0,035	0,040	0,179

Tabla 9: Resumen del modelo 1

$$\text{ÁNGULO FOTO} = -0,128 + (0,11 \cdot \text{Ángulo aducción antepié})$$

#### 6.6.2. Modelo ángulo cala-tarso menor

Modelo	R	R <sup>2</sup>	Sig.
2	0,728	0,530	0,000

Tabla 10: Coeficiente de correlación del modelo 2

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error típ.	Límite inferior	Límite superior
Constante	<b>75,780</b>	2,501	70,806	80,755
Ángulo aducción antepié	<b>-0,605</b>	0,072	-0,748	-0,461
Rotación externa caderas	<b>0,117</b>	0,033	0,050	0,183
Ángulo Q	<b>0,276</b>	0,100	0,077	0,475

Tabla 11: Resumen del modelo 2

$$\text{ÁNGULO CALA-TARSO MENOR} = 75,780 - (0,605 \cdot \text{Ángulo aducción antepié}) + (0,117 \cdot \text{Rotación externa de caderas}) + (0,276 \cdot \text{Ángulo Q})$$

### 6.6.3. Ángulo cala – II metatarsiano

Modelo	R	R <sup>2</sup>	Sig.
3	0,566	0,321	0,000

Tabla12: Coeficiente de correlación del modelo 3

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error típ.	Límite inferior	Límite superior
Constante	<b>104,217</b>	2,571	99,104	109,330
Ángulo aducción antepié	<b>-0,396</b>	0,074	-0,543	-0,249
Rotación externa caderas	<b>-0,119</b>	0,034	-0,187	-0,051
Ángulo Q	<b>-0,258</b>	0,103	-0,463	-0,054

Tabla 13: Resumen del modelo 3

$$\text{ÁNGULO CALA-II METATARSIANO} = 104,217 - (0,396 \cdot \text{Ángulo aducción antepié}) - (0,119 \cdot \text{Rotación externa de caderas}) - (0,258 \cdot \text{Ángulo Q})$$



#### 6.6.4 Modelo distancia I metatarsiano

Modelo	R	R <sup>2</sup>	Sig.
1	0,326	0,106	0,002

Tabla 14: Coeficiente de correlación del modelo 1

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error típ.	Límite inferior	Límite superior
Constante	<b>-22,624</b>	18,240	-58,884	13,636
Nº calzado	<b>1,379</b>	0,431	0,522	2,236

Tabla 15: Resumen del modelo 1

$$\text{DISTANCIA I METATARSIANO} = -22,624 + (1,379 \cdot \text{Nº calzado})$$

#### 6.6.5 Modelo distancia punta-cala

Modelo	R	R <sup>2</sup>	Sig.
2	0,238	0,057	0,025

Tabla 16: Coeficiente de correlación del modelo 2

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Intervalo de confianza para B al 95%	
	B	Error típ.	Límite inferior	Límite superior
Constante	<b>0,618</b>	0,084	0,450	0,785
Nº calzado	<b>-0,005</b>	0,002	-0,008	-0,001

Tabla 17: Resumen del modelo 2

$$\text{DISTANCIA PUNTA-CALA} = 0,618 - (0,005 \cdot \text{Nº calzado})$$

## **DISCUSIÓN**

## 7. DISCUSIÓN

La determinación de la posición de la cala ha sido un elemento importante en el desarrollo de una biomecánica correcta. Dicho elemento presenta tres posiciones a determinar, es decir, un ajuste latero-medial, antero-posterior y rotacional, todas ellas en el plano transversal. El adecuado alineamiento zapatilla-cala siempre se creyó ser un factor en la prevención y tratamiento de las lesiones de rodilla del ciclista<sup>(9)</sup>.

En la práctica ciclista y con la inclusión de las calas o pedales automáticos, la incorrecta colocación de los mismos puede ser causa de la sobrecarga de la rodilla<sup>(213, 214)</sup>. Un pie fijado íntimamente al pedal en excesiva rotación interna se opondrá al movimiento fisiológico de la rotación externa de la tibia que se produce durante el pedaleo sobrecargando la musculatura rotadora externa de la pierna<sup>(214, 215)</sup>.

Es necesario desarrollar un conjunto de puntos que permitan detectar cambios en la orientación del pie en su ajuste. Este ejercicio es el primer paso en la creación de protocolos para la detección y prevención de las patologías por sobrecarga o fatiga en ciclistas<sup>(46)</sup>.

Se sabe que técnicas como el ajuste de la cala alivian muchos de los problemas de rodilla tales como tendinitis rotuliana, condromalacia rotuliana, tendinitis de la pata de ganso, síndrome de la cintilla iliotibial o dolor en los ligamentos colaterales medial o lateral<sup>(190)</sup>. Davis y Hull<sup>(45)</sup> encontraron que pequeños cambios en el pedal causaban grandes cambios en la distribución de las fuerzas. Una posición angular diferente del pie y de los huesos y músculos del miembro inferior podría causar patrones individuales de aplicación de fuerzas. Está claro que el ajuste del pie en el contacto con el pedal es potencialmente útil, no estandarizando éstos para un óptimo tratamiento<sup>(13)</sup>.

El ajuste de la cala sigue siendo un factor posible en el desarrollo de lesiones a nivel de la rodilla por sobrecarga. La incidencia en este tipo de

lesiones es muy alta, del orden del 25% <sup>(4, 13)</sup> y cuyas etiologías aún no se han descrito. Existen multitud de ajustes entre el ciclista y la máquina, pero en el posicionamiento rotacional de la cala no hay unos criterios científicos aceptados.

Con respecto a la edad, obtuvimos una muestra muy diversa ya que nos interesaba para otros fines que fuese de esta forma. El valor medio fue de  $34,4 \pm 11,08$  años, de tal manera que descartábamos posibles molestias a nivel de la rodilla derivadas de procesos degenerativos propios de la edad, siendo además un criterio de exclusión cualquier tipo de lesión en los miembros inferiores. En el estudio de Sanderson et al. <sup>(125)</sup> la muestra presentó un valor medio de  $26 \pm 8$  años para el grupo competitivo, y de  $25 \pm 3$  años para el no competitivo. Hening y Sanderson <sup>(121)</sup> presentan una media de edad para su muestra de entre 18 y 35 años. No existe una diferencia significativa entre los valores de ambos estudios, por lo que da solidez a la muestra utilizada.

La práctica de este deporte por parte de las mujeres es escasa, siendo mayoritariamente hombres los constituyentes de la muestra en los diversos estudios. Hening y Sanderson <sup>(121)</sup> incluyeron en su estudio 23 hombres y 6 mujeres, es decir, 79,3% y 20,7% respectivamente. Ericson et al. <sup>(216)</sup> utilizó únicamente hombres para su estudio. En el nuestro exploramos 37 (84,09%) hombres y 7 (15,91%) mujeres y que en función de los objetivos que se marcan, es necesario tener en cuenta o no dicha proporción. Para Farrell et al. <sup>(158)</sup> sin embargo la muestra estudiada está constituida por 6 hombres y 4 mujeres, aunque el tamaño es pequeño (10 ciclistas), siendo en el nuestro mayor la cantidad de mujeres estudiadas. Con ello podemos concluir que es una constante la escasa participación de la mujer en los estudios de tal manera que se hace necesario sacar conclusiones a partir de estos pequeños grupos, siendo el mayor de todos los analizados el nuestro, según nuestro conocimiento. A continuación se detallan los restantes estudios analizados (tabla 18):

Estudio	Hombres	Mujeres	Total
<b>Martin y Spirduso</b> <sup>(26)</sup>	16	0	16
<b>Sanderson y Black</b> <sup>(103)</sup>	12	0	12
<b>Too y Landwer</b> <sup>(28)</sup>	11	0	11
<b>Smak et al.</b> <sup>(217)</sup>	11	0	11
<b>Jarboe y Quesada</b> <sup>(24)</sup>	10	0	10
<b>Hennig y Sanderson</b> <sup>(121)</sup>	23	6	29
<b>Ericson y Nisell</b> <sup>(138)</sup>	6	0	6
<b>Ruby et al.</b> <sup>(110)</sup>	23	0	23
<b>Ruby y Hull</b> <sup>(33)</sup>	11	0	11

Tabla 18: Constitución de las muestras de otros estudios

Con respecto al tamaño muestral es superior si lo comparamos con otros estudios como se muestra en la anterior tabla 18. En ellos no se especifica si valoraron los dos miembros inferiores como es nuestro caso o sólo uno de ellos, pero aunque consideremos que estudiaron los dos, el mayor tamaño muestral fue de 58 (29 x 2) en el de Hennig y Sanderson <sup>(121)</sup> inferior al nuestro (86).

Sí es cierto que valoramos un importante factor a la hora de dar solidez al estudio como fue el número de kilómetros (km.) anuales que desarrollaban, ya que una alta intensidad deportiva era uno de los criterios de inclusión en nuestro estudio y bajo tal circunstancia, se observaría cualquier afectación que derivase de su constitución anatómica. En nuestro caso, la media de km. fue de  $12.470,45 \pm 6.243,58$ . Existen estudios como el de Sanderson et al. <sup>(125)</sup>, cuyo criterio fundamental del estudio fue el nivel competitivo de la muestra agrupándolos en función de los años federados, de tal manera que creó dos muestras, ciclistas profesionales y no profesionales. Este estudio utiliza dicha agrupación o diferenciación para analizar la distribución de las presiones a nivel plantar y por lo tanto de un mejor rendimiento deportivo, de tal manera que los “profesionales” deberían desarrollar una biomecánica más rentable energéticamente hablando, y sin embargo no encuentran diferencias. Hubiese sido interesante saber la cantidad de kilómetros recorridos, ya que ello sí justificaría lo anteriormente expuesto además de que daría solidez a la idea de que se necesitaría una biomecánica más exacta para desarrollar una máxima potencia con un mínimo gasto energético y riesgo de lesiones. Considero que la

cantidad de kilómetros desarrollados por nuestra muestra es suficiente para determinar su intensidad alta y poder extraer conclusiones a partir de ahí.

Es frecuente en muchos estudios la descripción de parámetros antropométricos como son el peso y la altura para obtener a partir de ello el índice de masa corporal (IMC), ya que ello da una visión del estado físico del ciclista. En nuestro estudio, la altura y peso medio fueron de  $1,72 \pm 0,07$  metros y  $68,79 \pm 7,91$  kg. Utilizando la fórmula del IMC obtenemos un valor de 23,2, el cual se encuentra entre los valores de peso saludable (entre 18,5 y 25). Si lo comparamos con estudios utilizados anteriormente (tabla 19), vemos que son valores muy similares a los nuestros. En caso de que obtuviésemos valores IMC muy elevados, ello indicaría que no entrarían dentro de los requerimientos para participar en éste, es decir, desarrollar una intensidad deportiva importante. El hecho de no haber diferencias entre los otros estudios y el nuestro, y describir en los otros a los ciclistas que participan como de alto rendimiento, ello hace que dicha característica sea extrapolable a la nuestra.

Estudio	Peso	Altura	IMC
Martin y Spirduso <sup>(26)</sup>	73	1,79	22,78
Sanderson y Black <sup>(103)</sup>	-	-	-
Too y Landwer <sup>(28)</sup>	79,6	1,79	24,84
Smak et al. <sup>(217)</sup>	68,8	1,79	21,47
Jarboe y Quesada <sup>(24)</sup>	75	1,75	24,49
Hennig y Sanderson <sup>(121)</sup>	73	1,75	23,84
Ericson y Nisell <sup>(138)</sup>	71,3	1,80	22,01
Ruby et al. <sup>(110)</sup>	73	1,77	23,30
Ruby y Hull <sup>(33)</sup>	-	-	-

Tabla 19: IMC de diferentes estudios. <sup>(218)</sup>

La idea fundamental en nuestro estudio es la influencia de la configuración rotacional y torsional del miembro inferior en la determinación de la posición de la cala, por lo que utilizamos algunas de las variables descritas por Sanner y O'Halloran <sup>(23)</sup> como las rotaciones de caderas, la torsión tibial, el ángulo Q necesarias de estudio para determinar la posición de la cala y otra como el ángulo de aducción de antepié la cual creemos también importante. Al analizar los resultados obtenidos de las exploraciones, vemos que todos los

valores de las variables independientes se encuentran dentro de los rangos normales. Así, las rotaciones interna y externa fueron de  $38,34^\circ \pm 0,88^\circ$  y  $46,36^\circ \pm 0,97^\circ$ . Si comparamos estos resultados con los obtenidos por Staheli et al. <sup>(155)</sup>, los cuales describieron una media para la rotación interna de caderas de  $40^\circ$  y para la externa de  $45^\circ$ , vemos que son similares a los obtenidos en este estudio. En otro estudio realizado por Gelberman et al. <sup>(170)</sup>, encontraron valores de  $51^\circ \pm 8^\circ$  para la rotación interna y de  $54^\circ \pm 9^\circ$  para la externa.

Con respecto a la torsión tibial los datos obtenidos en nuestro trabajo son  $17,76^\circ \pm 0,5^\circ$ , los cuales coinciden con los de otros estudios tales como el de Pasciak <sup>(83)</sup> que describió un rango de normalidad de  $18^\circ \pm 7^\circ$ . Sin embargo existen otros estudios que presentan valores levemente superiores a los nuestros, como el de Le Damany <sup>(79)</sup> con una media de  $23^\circ$ , o Staheli <sup>(215)</sup>, el cual refirió como valores normales los comprendidos entre  $0^\circ$  y  $30^\circ$  de torsión tibial externa.

Otra de las variables estudiadas es el ángulo Q, cuya media en la muestra es  $12,04^\circ \pm 0,32^\circ$ , hallándose dentro de los valores normales, ya que coinciden con los descritos por D'Amico y Rubin <sup>(6)</sup> en su estudio y fueron de  $8^\circ$ - $10^\circ$  en hombre y de  $12^\circ$ - $16^\circ$  en mujeres.

Por último, el valor medio obtenido de la variable ángulo de aducción de antepié es  $13,3^\circ \pm 0,44^\circ$ , muy similar al obtenido por Munuera <sup>(205, 207, 210, 219)</sup> de  $14,05 \pm 4,02^\circ$  en sus estudios. Dado que tomamos como puntos de referencia ejes a partir de elementos óseos tales como el ángulo cala-tarso menor o el cala-II metatarsiano, variaciones del ángulo de aducción del antepié nos generarían variaciones en las mediciones, siendo de suma importancia que todos los ciclistas presenten unos valores dentro de la normalidad.

Asimismo, al no haber estudios que se hayan centrado en la determinación de la posición de la cala, no existe una metodología para tal fin, por lo que se hace necesario el desarrollo de una manera de cuantificar la posición con una fiabilidad científica. El único estudio que utiliza un método de cuantificar la rotación de la cala sin valorar la fiabilidad de la misma es el de

Ruby et al. <sup>(110)</sup>, en el cual utilizan una fotocopia de la suela de la zapatilla y determinan la posición por el ángulo formado por la perpendicular del eje longitudinal de la misma (mayor distancia punta-talón) con la base de la cala. Consideran el valor positivo como la posición abducida de la zapatilla y el valor negativo como la aducción de la misma, es decir, los ángulos mayor que 0 la posicionarán en rotación externa y al revés. Ruby et al. <sup>(110)</sup> citan en primera instancia como eje longitudinal para determinar la rotación de la cala el eje longitudinal del pie, es decir, la línea que uniría el centro de la cabeza del II metatarsiano con el centro del calcáneo, pero no justifican el cambio en la metodología de dicha medición. Considero que existen tres dificultades:

1. Para poder ver estructuras óseas es necesario una radiografía, siendo además necesario una técnica compleja para poder apreciar el centro del calcáneo, ya que queda oculto por los maléolos.
2. Dado que medimos el ángulo de la cala con la perpendicular de dicho eje, necesitaríamos que quedase reflejada la orientación de la cala a través de su base en la radiografía y dicha pieza es de plástico o lo que es lo mismo radiotransparente por lo que no quedaría marcada.
3. Por último, en muchas ocasiones coincide uno de los tornillos que fijan la cala (en concreto el más distal), con la cabeza del II metatarsiano siendo imposible calcular su centro.

A partir de todo ello, desarrollamos varias formas para cuantificar la posición angular de la cala solventando las limitaciones que encontró Ruby <sup>(110)</sup>. La primera que se determinó fue el ángulo foto (figura 5), en la cual se tomó una foto en lugar de una fotocopia, siguiendo un protocolo para no alterar las medidas entre cada medición y utilizando los mismos ejes y valores que Ruby<sup>(110)</sup>. El hecho de utilizar una fotografía digital permitía utilizar un método de medición digital igual para todas las formas de cuantificación de la rotación de la cala y para obtener una mayor fiabilidad ya que según Farber et al. <sup>(204)</sup>, son más exactos los métodos de medición digitales que analógicos (goniómetros, transportadores de ángulos, etc.). Además de ésta, se desarrollaron dos formas más de cuantificación utilizando como idea de partida el eje inicial que plantea



Ruby, ya que es más exacta la determinación de un eje a partir de referencias óseas que de la determinación subjetiva de la mayor distancia longitudinal de una zapatilla, la cual puede estar sujeta a variaciones de moda (horma italiana o inglesa). Partimos de una radiografía dorsoplantar en carga del pie calzado y referenciamos en la misma la posición de la cala a través de un elemento rígido metálico colocado en la base de la misma y determinamos como ejes dos distintos, uno el eje diafisario del II metatarsiano y otro el eje del tarso menor, pasándose a denominar ángulo cala-II metatarsiano y ángulo cala-tarso menor (figura 1) respectivamente.

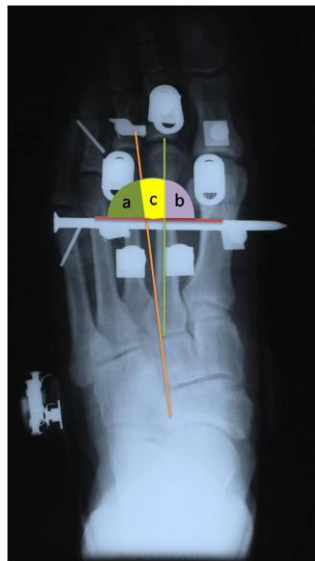


Figura 8: Ángulos Rx

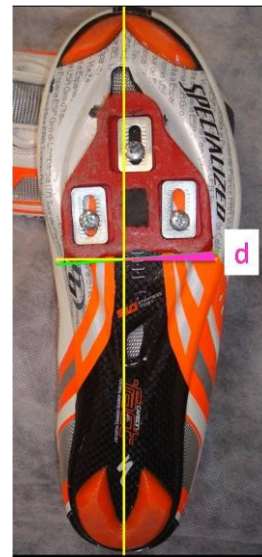


Figura 9: Ángulo foto

Para todos los resultados obtenidos, indistintamente de la manera de cuantificar la rotación de la cala, sus valores indicaban una posición en rotación externa del miembro o al menos muy cercana a la neutralidad, de tal manera que calculado a través del ángulo foto (d), el valor medio fue de  $1,33^\circ \pm 0,44^\circ$ , usando el ángulo cala-tarso menor (a) fue de  $76,46^\circ \pm 0,42^\circ$  y el ángulo cala-II metatarsiano (b) fue de  $90,32^\circ \pm 0,36^\circ$  (figura 8 y 9). Encontramos que todos los individuos que participaron, presentaban dichos valores externos en todas las variables y por lo tanto, la posición de la cala está en rotación externa de manera

que cuando se ancle oriente al miembro en una posición externa o al menos neutra.

Siguiendo las mismas normas que Ruby<sup>(110)</sup> a la hora de medir el ángulo foto mencionadas anteriormente, todos aquellos valores tomados desde la zona externa de la zapatilla que son positivos (en base al eje de abscisas), indican una fijación de la cala en rotación externa. Con respecto a las mediciones realizadas en la radiografía, la interpretación es más compleja por lo que requiere de aclaración. El eje diafisario del II metatarsiano también se le considera el eje del antepié, parte del pie que se fija al pedal y ello era la justificación por la cual se tomó dicho metatarsiano y no otro. Para determinar que la cala está colocada en rotación externa, el ángulo cala-II metatarsiano (b) tendrá que ser siempre mayor o igual que 90° de lo contrario, nos estaría indicando una rotación interna de la misma. Sin embargo, no podemos afirmar dicha posición a través del ángulo cala-tarso menor (a) ya que éste va a estar influenciado por el ángulo de aducción del antepié (c), aunque podríamos tener una idea con respecto a la tendencia (nunca de forma exacta), ya que en base a ángulos normales de aducción de antepié (c), los valores del ángulo cala-tarso menor (a) no deberían ser mayores de 78°. Una forma de constatar que todas las medidas se han realizado de forma correcta sería a través de la siguiente fórmula:

$$a + b + c = 180^\circ.$$

Comparando los datos que Ruby<sup>(110)</sup> obtuvo con los nuestros utilizando el mismo método de medida, vemos que existen diferencias significativas, ya que ella determinó un valor medio de  $3^\circ \pm 2^\circ$  y nosotros de  $1,33^\circ \pm 0,15^\circ$ . Dicha diferencia podría justificarse en primer caso por la falta del coeficiente de correlación intraclase en su estudio, siendo necesario para dar fiabilidad a las distintas pruebas ya que de ello dependerá la reproducibilidad y exactitud de las mismas. En nuestro estudio se determinó dicho coeficiente para las tres distintas formas de cuantificar la rotación de la cala, siendo el de mayor valor el obtenido para el ángulo foto, lo cual consolida la validez de nuestros datos. Por otra parte,

los métodos digitales para realizar cálculos angulares son más exactos que los analógicos utilizados por Ruby<sup>(110)</sup>(transportador de ángulos).

Sólo unos pocos estudios han determinado a nivel general, haber una conexión entre los defectos torsionales en el miembro inferior y determinados aspectos patológicos de las articulaciones de la rodilla y el tobillo. Inestabilidad patelo-femoral, Osgood-Schlatter, osteocondrosis disecante son cada vez más frecuentes en pacientes con aumento de la torsión tibial externa<sup>(220)</sup>. Más concretamente en el mundo del ciclismo, la determinación en una posición incorrecta de la cala generaría una variación de la torsión tibial de forma funcional. No debemos olvidar que la torsión no es más que un parámetro estático que nos va a dar un punto de partida para las rotaciones tibiales que tienen lugar durante el pedaleo<sup>(115)</sup>, ya que dicho hueso presenta un movimiento sincronizado con la flexo-extensión y prono-supinación del tobillo y articulación subastragalina respectivamente. En nuestro estudio, hablamos de una torsión media de 17,76° que puede aumentar en 1,43° como máximo usando los parámetros obtenidos considerados no lesivos (usando la variable ángulo cala-II metatarsiano), por lo que posiciones externas aumentadas de la cala variarían la posición de partida de dicha rotación tibial.

Estas variaciones a nivel de la torsión tibial, generan un efecto acumulativo en los tejidos, debido a la repetición del gesto del pedaleo. En 100 Km. se dan de 15.000 a 20.000 pedaladas, con escasa adaptación a las variables que se pudiesen dar por la situación fija de la zapatilla sobre el pedal. La rodilla trabaja en rotación controlada de la tibia sobre el fémur gracias a los rotadores externos (bíceps crural y tensor de la fascia lata) e internos (semitendinoso, sartorio y recto interno –pata de ganso-) <sup>(221)</sup>.

Los pedales automáticos permiten la contracción de los isquiotibiales, para lo cual es de suma importancia la determinación de la posición de la cala. Éstas deben posicionarse adecuadamente, de manera que el pie permanezca en una posición neutral, asumiendo el normal alineamiento tibial<sup>(136)</sup>. La actividad de los isquiotibiales y su influencia en la carga del ligamento cruzado anterior es interesante, porque modificaciones de la interacción zapatilla-pedal y la posición

del pie en el pedal conjuntamente pueden reducir la tensión de los ligamentos de la rodilla <sup>(47)</sup>.

Davis y Hull <sup>(45)</sup> estudiaron los momentos obtenidos a nivel del pedal al realizar determinadas modificaciones en éste, tales como rotaciones de  $\pm 5^\circ$  en el plano transversal ( $F_z$ ) desde un punto neutro. Encontraron variaciones en los momentos, no presentándose unos patrones constantes de cambios entre los ciclistas. Es decir, dichas variaciones en la angulación de la cala afectaba de manera diferente a cada ciclista, por lo que las características anatómicas de cada uno permitían soportar en cierto modo estos cambios. En nuestro estudio, en función de la forma de cuantificar la angulación que tomemos, encontramos valores máximos de entre  $1,43^\circ$  y  $1,67^\circ$  (ángulo cala-II metatarsiano y ángulo cala-tarso menor respectivamente), lo cual indica que las variaciones que aplicaron Davis y Hull <sup>(45)</sup> no fueron muy intensas en busca de resultados significativos. Por el contrario dichas modificaciones se podrían presentar en cualquier ciclista con la cala levemente modificada pero fuera de su rango de normalidad, llegando incluso a no percibirlo en primera instancia pero afectando a su rendimiento deportivo y al potencial desarrollo en mayor o menor espacio de tiempo a la aparición de lesiones englobadas en ese 25% <sup>(4, 13)</sup> de tipo no traumáticas que en ocasiones se desconoce la etiología.

La magnitud del momento rotacional durante el pedaleo fue significativa y las medidas encaminadas a eliminar las cargas adversas serán probablemente beneficiosas en la disminución de las lesiones de rodilla en ciclistas. Estas lesiones y la fatiga muscular se pueden minimizar modificando la técnica de pedaleo para una mayor distribución uniforme de las acciones musculares a través de todo el miembro inferior. La correcta aplicación de la fuerza sobre el pedal es un buen indicador de la acción muscular de todo el miembro inferior. Pequeñas modificaciones pueden generar un ahorro de hasta un 24% de la acción muscular del miembro inferior <sup>(45)</sup>.

Una de las argumentaciones para la utilización como unidad de estudio de cada uno de los miembros inferiores del ciclista por separado es porque presentan un desarrollo rotacional-torsional propio sin influencia del uno sobre el

otro. Por lo tanto, es necesario analizar si existen diferencias significativas con respecto a la lateralidad para las variables dependientes, ya que en tal caso podría haber una influencia del lado dominante de cada ciclista. Para ello se realiza la prueba t de Student para muestras independientes y encontramos que no existen diferencias significativas entre los datos del lado izquierdo y del derecho, o lo que es lo mismo, podemos tratar los datos de forma independiente obviando su lateralidad lo que facilita el desarrollo de un método para el ajuste exacto de la cala, ya que de lo contrario, se necesitaría desarrollar un método de ajuste de la cala en base a la lateralidad. El hecho de que la prueba t no presente diferencias significativas también se refuerza con los distintos tratados de biomecánica <sup>(222)</sup> en los cuales se presentan como valores fisiológicos de movimiento sin diferenciar si se refieren al lado derecho o izquierdo. El control motor entre los lados izquierdo/derecho ha sido estudiado por Arsenault et al. <sup>(223)</sup> sin encontrar datos significativos. Si observamos las gráficas correspondientes a las variables independientes, vemos que no se evidencian patrones muy diferentes o que se salgan de los valores fisiológicos. Smak et al. <sup>(217)</sup> estudiaron la posible diferencia entre el lado dominante del ciclista y los momentos de fuerza que desarrollaba éste con el no dominante, obteniendo que los patrones eran muy diferentes entre los ciclistas hasta el punto que un mismo ciclista podía exhibir diferentes patrones ante una misma cadencia de pedaleo dependiendo del interés del ciclista.

### **7.1 Coeficientes de regresión lineal**

Bajo nuestro punto de vista, las lesiones debilitantes más importantes especialmente a nivel de la rodilla no han sido bien enfocadas o presentadas en la literatura científica y médica. El factor principal influyente en la dinámica de la rodilla y consecuentemente en la tensión de los tejidos es el ajuste entre el ciclista y la bicicleta entre el que se incluye la correcta alineación de la zapatilla a través de la cala sobre el pedal <sup>(47)</sup>.

Una vez que hemos constatado que todos los valores de las variables estudiadas del miembro inferior están dentro de los parámetros fisiológicos, es razonable cuestionarse cuáles y en qué medida pueden determinar la posición

de la cala, para lo cual se procederá al método estadístico denominado regresión lineal por pasos.

Los músculos de la pierna como por ejemplo el tibial anterior, los gemelos y el sóleo, muestran patrones repetitivos con una alta variabilidad al comienzo del pedaleo, no existiendo estudios que relacionen la posición zapatilla-pedal con los patrones electromiográficos. Un interesante resultado de una electromiografía frente a un análisis de la posición del pedal podría estar relacionado con la tracción patelar durante la fase de descenso o de más potencia. El uso de pedales automáticos con sus características en el ajuste deben afectar ligeramente a los patrones de los vastos lateral y medial así como a los isquiotibiales<sup>(47)</sup>. Los desplazamientos de la rótula son controlados por los vastos medial y lateral, de tal manera que dichas variaciones de patrones asociados a los ajustes de los pedales podrían ser la causa de las lesiones más frecuentes en este deporte como son la condromalacia rotuliana o la tendinitis rotuliana.

El planteamiento que realizan Gregor y Wheeler<sup>(47)</sup> sobre la incidencia de la posición del pedal en el ciclista me parece interesante pero creo que es necesario marcar un punto de referencia para cada ciclista, es decir, cada uno presentará una posición idónea de la cala a partir de la cual se podría estudiar cómo afectan muscularmente realizando pequeñas modificaciones, pero lo que pienso que sería antifisiológico es partir de un punto cero igual para todos, ya que nadie presenta un esquema rotacional idéntico ni tan siquiera de cada uno de sus miembros inferiores. Posiblemente este error en determinar una posición de referencia cero igual para todos puede haber alterado los resultados. Por lo tanto podríamos cuestionarnos los datos de diversos estudios realizados por Sanderson et al.<sup>(14, 118, 125)</sup> en los cuales no describen en su metodología la forma de ajuste o confirmación de una correcta posición de la cala.

Ericson et al.<sup>(2, 10, 44)</sup> estudiaron los cambios de momentos que se producían en el miembro inferior al modificar la posición de la cala determinando dos posiciones, una anterior en la cual el eje del pedal coincide con la cabeza del II metatarsiano y otra posterior 10 cm. por detrás de ésta. Encontraron que

en la posición anterior generaba un incremento en la dorsiflexión de tobillo de 5°, los momentos también de tobillo y la actividad del sóleo. Por el contrario, la posición retrasada de la cala producía un aumento de 7° en el movimiento de caderas, de 3° en la rodilla y del estrés que sufre el cruzado anterior de la misma. Mandroukas <sup>(224)</sup> también estudió las repercusiones en el miembro inferior de los desplazamientos de la cala y encontró una mayor efectividad con una posición anterior de la cala.

En contra de lo anterior, existen diversos autores que colocan la cala de manera que el eje coincida con la cabeza del I metatarsiano. Vey Mestdagh <sup>(31)</sup> destaca la importancia en la determinación exacta de la posición de la cala en la zapatilla del ciclista, ya que para que sea útil la palanca formada por el medio y retropié el eje del pedal debe posicionarse bajo la cabeza del I metatarsiano. Callaghan y Phil <sup>(213)</sup> mantienen que de todas las modificaciones y correcciones que pueden ser hechas a la bicicleta, el pedal ha recibido más atención probablemente porque es la principal área de conexión entre la bicicleta y el corredor y el lugar donde la energía es transferida desde el ciclista a la máquina. La posición aceptada más comúnmente para el pie relativo al pedal es el alineamiento de la cabeza del I metatarsiano con el eje del pedal <sup>(110, 213)</sup>.

Si nos basamos en los estudios de Sanderson et al. <sup>(118, 125)</sup> en los cuales analizaron la distribución de las presiones durante el pedaleo, descubrieron que la zona que aumentaba su porcentaje relativo de carga en contra del resto al incrementar la resistencia era la cabeza del I metatarsiano y el primer dedo, por lo que tendría más sentido que el eje coincidiese con la cabeza del I metatarsiano como describen Callaghan <sup>(213)</sup> o Ruby <sup>(110)</sup>.

Además debemos tener en cuenta que así como la altura del sillín, la posición antero-posterior del pie modifica la longitud del miembro <sup>(225)</sup>, que en caso de que ambas calas no se encuentren a igual longitud, podemos estar trabajando de forma asimétrica, con la consecuente potencial aparición de lesiones como el síndrome de la cintilla iliotibial. Vey Mestdagh <sup>(31)</sup> afirma que una parte de la longitud del pie ha de tenerse en cuenta para la altura del sillín ya que va a influir en los grados de flexión plantar.

A partir de aquí desarrollamos dos modelos de regresión lineal con la idea de obtener un método a través del cual poder ajustar la posición antero-posterior de la cala en base a cada ciclista al igual que se hace con otros elementos. Utilizamos tanto la fotografía como la radiología y analizamos dos variables como son el número de calzado y la fórmula metatarsal. Con referencia a esta última, hemos comentado anteriormente que unos autores hablan del ajuste con la cabeza del II metatarsiano y otros con la I, pero a esto debemos añadir que existen tres fórmulas metatarsales de tal manera que la posición podría coincidir con la I, II o ambas cabezas en caso de que el ciclista presentase *índex plus*, *índex minus* o *índex plus-minus* respectivamente.

Con un primer modelo basado en las mediciones sobre la radiografía, se cuantificó la distancia desde la base de la cala a la cabeza del I metatarsiano y dado que el eje del pedal se encuentra siempre a 3,6 cm. de la base de la cala, podemos saber de forma exacta qué posición presentaban los ciclistas estudiados. Todos indistintamente del tipo de fórmula metatarsal presentaron valores muy similares cuya media fue  $3,568 \pm 0,083$  cm, lo que significa que existe una constante en la posición con la cabeza del I metatarsiano, lo cual coincide con los estudios de Sanderson<sup>(118, 125)</sup>, Ruby<sup>(110)</sup> y Callaghan<sup>(213)</sup>. Ello se confirma al desarrollar el modelo de regresión lineal por pasos denominado distancia cala-I metatarsiano, en el cual se utilizaron las variables independientes fórmula metatarsal y nº de calzado y cuya  $R=0,326$ , por lo que no es un modelo válido a pesar de su nivel de significación ( $P=0,002$ ). Podemos entonces afirmar que en la posición longitudinal de la cala no van a afectar ni el tipo de fórmula metatarsal ni el nº de calzado del ciclista, sino que va a ser siempre una constante. A partir de aquí lo interesante es analizar qué posición relativa presenta la cala en la longitud de la zapatilla y si ésta se mantiene constante, ya en caso afirmativo, podríamos ajustarla sin la necesidad del deportista es decir, dicho ajuste se podría eliminar de la zapatilla con lo que evitaríamos una posible causa de lesión.

Desarrollamos un segundo modelo denominado distancia punta-cala, en el cual utilizamos las mismas variables independientes (fórmula metatarsal y nº



de calzado). Este modelo obtiene unos coeficientes aún más bajos que el anterior, siendo  $R=0,238$  y  $P=0,025$ , lo que significa que la posición relativa en la que se encuentra la cala es constante o lo que es lo mismo, no varía con el nº de calzado. Si observamos los datos de la variable distancia punta-cala el valor medio fue  $0,43 \pm 0,003$  y teniendo en cuenta que confirmamos en el modelo anterior la incidencia del eje sobre la cabeza del I metatarsiano, podemos colocar con exactitud la cala multiplicando la constante 0,43 (variable punta-cala) por la longitud (en cm.) de la zapatilla del ciclista, de tal manera que el eje del pedal coincidirá sobre la cabeza del I metatarsiano. Estos datos coinciden con los obtenidos por González y Hull <sup>(225)</sup> ya que determinan que la posición idónea es aquella en la que la cala se encuentra al 54% de la longitud de la zapatilla medido desde el retropié, o lo que es lo mismo, al 46 % desde la punta. A partir de aquí podemos desarrollar una tabla con la distancia exacta desde la punta para cada zapatilla, evitando la posible aparición de lesiones por dicho mal ajuste tales como sobrecargas de los cuádriceps en caso de una posición retrasada o de gemelos en una adelantada <sup>(31)</sup> así como tensiones excesivas en los ligamentos de la rodilla <sup>(47)</sup>. O podemos partir de un planteamiento inverso, es decir aplicar las consecuencias de las modificaciones en pro de técnicas de rehabilitación de tal manera que sabiendo la posición de la cala para dicho ciclista, podremos regular la tensión de un tendón de Aquiles dañado o trabajar la dorsiflexión de un tobillo postraumático retrasando más o menos la cala; o ayudar a la rehabilitación de una rodilla con una lesión del cruzado anterior o con condromalacia rotuliana adelantándola (aumenta la flexión dorsal de tobillo disminuyendo la de rodilla) <sup>(101, 115)</sup>. Dada la alta tasa de incidencia en el mundo del deporte de las lesiones a nivel del tendón de Aquiles, se podría confirmar lo anteriormente expuesto basándonos en los resultados del estudio de Ericson et al. <sup>(135)</sup> en el cual registraron las fuerzas soportadas por el tendón en base a diferentes resistencias y posiciones de la cala. Con una resistencia de 120 W, la fuerza pasó de  $772 \pm 69$  N a  $389 \pm 84$  N al cambiar de una posición anterior a una posterior, muy inferiores si los comparamos con las soportadas por dicha estructura al correr ( $3707-6995$  N), por lo que es una manera idónea para recuperar tendones de Aquiles dañados o de trabajar cuádriceps para no perder potencia en fases de tendinitis agudas o tiempos postquirúrgicos.

Conjuntamente al ajuste longitudinal de la cala, nos planteamos también el desarrollo de modelos para el ajuste rotacional, del cual se ha investigado menos que del anterior ajuste. Para ello se utilizaron los tres ángulos que describimos, es decir el ángulo foto (utilizando la fotografía), el ángulo cala-II metatarsiano y el cala-tarso menor (con la radiografía).

Para el primer modelo se utilizó como variable dependiente el ángulo foto y como independiente más significativa el ángulo de aducción del antepié. Dicho modelo se determinó como poco significativo puesto que  $R=0,319$  a pesar de que  $P=0,002$ , por lo que lo descartamos.

En un segundo modelo se asignó como dependiente el ángulo cala-tarso menor y como independientes más significativas el ángulo de aducción de antepié, la rotación externa de caderas y el ángulo Q. Los valores de  $R=0,728$  y  $P<0,0001$  nos indican que es un modelo de una fiabilidad muy alta ya que ello nos indica que la correlación de los valores observados y pronosticados de la variable dependiente es significativa a través de las variables independientes. En base a los coeficientes y las variables, el modelo quedaría de la siguiente forma:

$$\text{ÁNGULO CALA-TARSO MENOR} = 75,780 - (0,605 \cdot \text{Ángulo aducción antepié}) + (0,117 \cdot \text{Rotación externa de caderas}) + (0,276 \cdot \text{Ángulo Q})$$

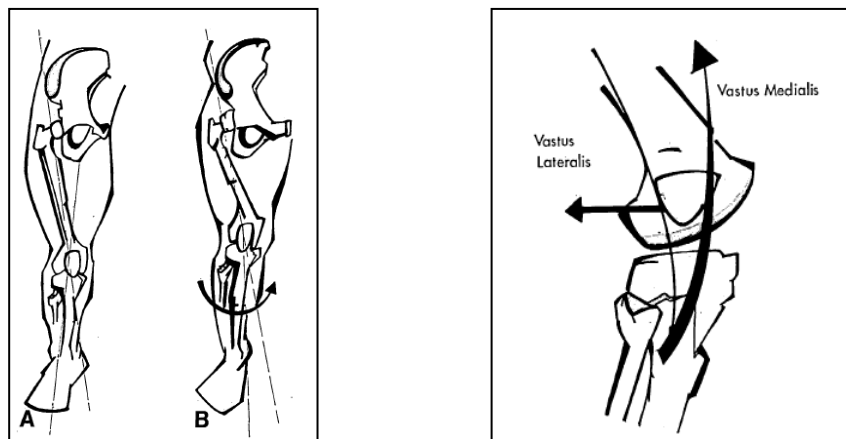
El tercer modelo presentó valores de  $R=0,566$  y  $P<0,0001$ , utilizando como variable dependiente el ángulo cala-II metatarsiano y las mismas independientes que en el anterior. Los datos nos dicen que es un modelo a tener en cuenta ya que el valor de R es superior a 0,5, valor a partir del cual con el valor de P que obtenemos se puede considerar significativo. En base a los coeficientes y las variables, el modelo quedaría de la siguiente forma:

$$\text{ÁNGULO CALA-II METATARSIANO} = 104,217 - (0,396 \cdot \text{Ángulo aducción antepié}) - (0,119 \cdot \text{Rotación externa de caderas}) - (0,258 \cdot \text{Ángulo Q})$$

Es significativo el hecho de que los dos modelos con mayor significación (el segundo y el tercero), coincidan en las variables independientes después de

un proceso de regresión lineal por pasos, ya que ello descarta las menos determinantes para el modelo, por lo que podemos afirmar que las características más importantes del miembro inferior del ciclista para el ajuste de la cala serán la rotación externa de caderas, el ángulo de aducción de antepié y el ángulo Q. Estos datos se contradicen con autores como Sanner y O'Halloran<sup>(23)</sup> los cuales afirman que la cala debe ser ajustada de tal manera que el pie esté angulado en el plano transversal en la base de la anatomía del ciclista, siendo la torsión maleolar la que presenta una mayor influencia en su ajuste y sin embargo, en todos nuestros modelos la torsión tibial ha quedado descartada.

Dicha posición de la cala puede variar el ángulo Q, puesto que modificaría la posición de la tuberosidad anterior de la tibia, punto de inserción del tendón rotuliano. Por lo tanto, posiciones muy externas de la cala aumentarán el valor del ángulo Q y viceversa (figuras 10 y 11). Un incremento del ángulo Q ha sido asociado con recurrentes subluxaciones rotulianas, condromalacia o artrosis femoropatelar y bursitis del trocánter mayor. Un reciente estudio sugiere que tanto un aumento como un descenso en el valor del ángulo Q generan un incremento de la presión máxima de contacto y por consiguiente, deben ser considerados factores etiológicos importantes en la condromalacia<sup>(6)</sup>. Observamos que las relaciones no son iguales en los dos modelos, ya que para el modelo ángulo cala-tarso menor es positiva y para el ángulo cala-II metatarsiano es negativa siendo en ambos casi idénticos (0,276 y 0,258 respectivamente). El signo opuesto se debe al lugar del eje de referencia en el que se encuentra el ángulo que corresponde a la variable dependiente. El ángulo cala-tarso menor se calcula en la zona lateral del pie (teniendo en cuenta el eje anatómico del mismo) y su relación con el coeficiente del ángulo Q es positiva, lo que quiere decir que siempre se dará una tendencia favorecedora con respecto a esta variable externa. El ángulo cala-II metatarsiano está calculado en la zona medial y su relación es inversa, es decir se mantiene esa tendencia hacia externa.



Figuras 10 y 11: Influencia de la torsión tibial en el ángulo Q (Fuente: D'Amico y Rubin <sup>(6)</sup>).

Las lesiones más frecuentes a nivel anterior de rodilla son: tendinitis rotuliana, del cuádriceps o condromalacia <sup>(21)</sup>. En un estudio realizado por Wheeler et al. <sup>(132)</sup> se compararon los patrones de los momentos de ciclistas diagnosticados de las lesiones citadas anteriormente con los desarrollados por ciclistas sanos, encontrando que los primeros describían momentos internos mayores. Estos momentos internos aumentados podrían deberse a posiciones de la cala en excesiva rotación externa, de tal manera que de forma funcional estarían incrementando su ángulo Q, de igual manera que se presentan estas lesiones en personas que de forma fisiológica poseen un ángulo Q aumentado. Esto justifica la importancia de este ángulo a la hora de posicionar la cala ya que podríamos estar alterando su valor e influenciando en el desarrollo de los momentos normales generando posibles lesiones como hemos visto. Esta idea la corroboran en su estudio Sanderson et al. <sup>(125)</sup> al afirmar que el aumento de las cargas mediales a nivel del pie puede deberse al incremento de la torsión tibial vía inversión y por consecuencia problemas de rodilla <sup>(34)</sup> porque el pie no puede pronar en el pedal sin un giro de la zapatilla. El hecho de que los momentos mayores en ciclistas sanos se dieran con los pedales fijos no quiere decir que sean mejores para evitar lesiones porque dicho giro si nos basamos en las palabras de Sanderson et al. <sup>(125)</sup> podría deberse a un mal ajuste y estaríamos ocasionando una pérdida de potencial ya que de lo contrario se aprovecharía con un ajuste correcto en pedales fijos.

Igual que en el ángulo Q, la relación de la rotación externa de caderas con los modelos es también desigual, siendo positiva para el ángulo cala-tarso menor y negativa para el ángulo cala-II metatarsiano. La explicación es la misma que para la del ángulo Q, por lo que se mantiene esa tendencia hacia externo. Los movimientos rotacionales a nivel de la cadera durante el pedaleo no son puros, sino que llevan asociados movimientos de aducción y abducción. Por una parte durante la fase de máxima potencia (fase de descenso) se genera una aducción y una rotación interna de caderas y por otra sabemos que en condiciones fisiológicas, la rotación externa es más amplia que la interna, es más favorable potencialmente hablando que el punto de partida de dicha fase sea en una leve rotación externa para poder tener mayor amplitud en el movimiento deseado y poder desarrollar un momento mayor. Desde un punto de vista muscular, el glúteo mayor es el encargado de desarrollar el momento extensor de caderas principalmente (figura 12), siendo éste además de extensor, rotador externo de tal manera que si partimos desde un punto externo, colocamos al músculo en una posición en la cual toda su energía la va a aplicar en la extensión. Además una posición mantenida más en rotación interna aumentaría la compresión del glúteo mayor sobre el trocánter mayor del fémur pudiendo desarrollar una bursitis en éste <sup>(23)</sup>.

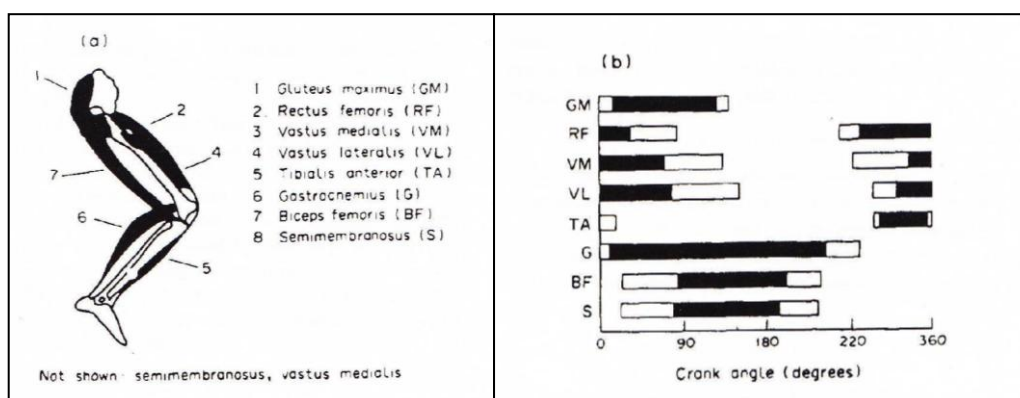


Figura 12: Acción de los músculos durante el pedaleo (Fuente: D'Amico y Rubin <sup>(127)</sup>)

La última variable independiente que aparece en nuestros modelos es el ángulo de aducción de antepié, el cual presenta el mayor valor de correlación en ambos y de manera opuesta a la de las variables anteriores, es decir, mientras la rotación externa de caderas y el ángulo Q mostraban una tendencia a externo, ésta es hacia interno. Podemos justificarlo atendiendo a la anatomía propia del pie, ya que este ángulo cuantifica la relación del antepié con el retropié en un plano transversal, de tal manera que parece lógica dicha tendencia hacia interno ya que de lo contrario estaríamos alterando dicha relación. La angulación del antepié afecta a la biomecánica hasta el punto que valores fuera de lo fisiológico van a generar compensaciones en el retropié y con esta tendencia interna lo que se intenta es respetar la biomecánica normal.

Como idea general con respecto a las variables que constituyen los modelos, todas mantienen una tendencia a respetar la biomecánica del miembro inferior, ya que como ya se ha comentado anteriormente presenta una estructuración torsional externa, lo que valida aún más los modelos porque no aparecen datos que se contradigan a la fisiología. Así también lo confirman Davis y Hull <sup>(45)</sup> al afirmar que al pedalear con la máxima potencia, el pie transmite toda su energía al pedal y el talón efectúa un giro el cual se debe a la no coincidencia del punto de aplicación de  $F_Y$  con el eje central del miembro inferior. El origen de  $F_Y$  no es tan fácil de averiguar, pero es probable que la causa sea la geometría del cuerpo humano relativa al pedal.

Lo interesante es determinar el ajuste exacto de la cala reduciendo de esta manera las tensiones de los tejidos y articulaciones aprovechando al máximo toda la potencia desarrollada. Existen estudios en los que han analizado dichas tensiones en ciclistas utilizando pedales con amplitud de movimiento (15° de rotación) y fijos, determinando que no existieron diferencias significativas en los resultados entre ambos pedales, surgiendo inmediatamente cuestiones acerca de la potencia perdida debido a esa libertad de movimiento <sup>(132)</sup>. Wheeler et al. <sup>(132)</sup> desarrollan un estudio en el que cuantifican los momentos  $M_Z$  a través de tres sistemas de pedales diferentes, encontrando que los momentos internos más importantes se desarrollaban siempre con los sistemas de pedales fijos a 110° del ciclo del pedaleo, es decir en plena fase de potencia. También

encontraron que el momento externo en la fase de recuperación era menor en los pedales fijos, por lo que podemos pensar que con dichos pedales lo que existe es una tendencia hacia interno de todo el miembro inferior. Si recordamos que la estructura anatómica más importante en el pedaleo es la primera articulación metatarsfalángica y que cuando se aumenta la resistencia se produce un aumento del momento interno de rodilla, el hecho de colocar el pedal fijo predispone a desarrollar un momento más efectivo puesto que todo el potencial se utiliza en generarlo, aunque en los ciclistas como mencionamos anteriormente con problemas de rodilla su momento interno era mayor que en los sanos <sup>(132)</sup>. Quizás el problema esté en el ajuste de la cala, ya que afirman que las características anatómicas determinan los momentos y por lo tanto es necesario el ajuste para cada persona.

Una vez analizados todos los resultados, podemos confirmar como válida la hipótesis de investigación planteada rechazando así la hipótesis nula, de tal manera que podríamos ajustar la cala para cada miembro inferior del ciclista a partir de las características propias del mismo. Para un ajuste rotacional necesitaríamos cuantificar la rotación externa, el ángulo Q y el de aducción del antepié y para una determinación anteroposterior, se colocará siempre en el punto correspondiente al 43% de la longitud de la zapatilla medido desde la punta.

## 7.2 Limitaciones

Nuestro estudio presenta una serie de limitaciones que creo necesario enunciar para un mejor desarrollo de futuras investigaciones. Una de las más importantes es mejorar el modelo ángulo foto, ya que es el más práctico pues podríamos ajustar la cala sin la necesidad de realizar una radiografía, aunque a nivel de aficionado, ajustando la cala en los valores que hemos obtenido como fisiológicos sería suficiente y utilizando el modelo ángulo cala-tarso menor para estudios científicos o para la valoración de ciclistas con lesiones, en cuyo caso será de gran utilidad. Otra es aumentar en la medida de lo posible el tamaño muestral de mujeres ya que parámetros como el ángulo Q presenta valores diferentes entre sexos.

### 7.3 Futuras investigaciones

A partir de aquí, se abren interesantes investigaciones como son:

1. Comparar los registros de presiones obtenidos con los ajustes de las calas en base a nuestros métodos con los obtenidos por Wheeler et al. <sup>(132)</sup> es decir, comprobar si varía el momento interno sobre un ciclista cuando se modifica la rotación de la cala y en qué proporción.
2. Comprobar los valores obtenidos a través de nuestro protocolo de las calas en ciclista con problemas de rodilla y compararlos con los nuestros.
3. La aplicación de las variaciones de posición de la cala para la rehabilitación de determinadas estructuras blandas de rodilla o para mantener un estado físico muscular adecuado durante una lesión sin afectar la zona lesionada.
4. Comparación de los registros de presiones de ciclistas con calas fijas y móviles ajustadas para cada ciclista a fin de determinar la posible pérdida de energía en el movimiento entre la cala y el pedal en el segundo tipo.

Al analizar los resultados podemos llegar a la conclusión de que el ajuste anteroposterior se podría eliminar del ajuste de las calas ya que es una constante para cada zapatilla, eliminando de esta forma una posible causa de lesiones. En tal caso, la cala sólo presentaría un tornillo central que permitiría el ajuste rotacional exclusivamente, pudiendo incluir unas referencias para colocar ambas calas en la misma posición (figura 13).

En todo nuestro estudio hemos justificado la necesidad de un ajuste personalizado, por lo que es necesario un instrumento para tal fin. Es escasa dicha instrumentación y la que existe carece de estudios científicos que la respalden, por lo que proponemos este sistema que hemos diseñado a través del cual podremos posicionar en el plano transversal la cala de forma exacta (figura 14).



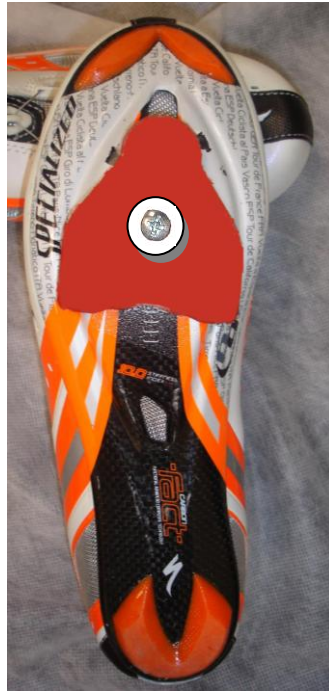


Figura 13: Modificación de la cala

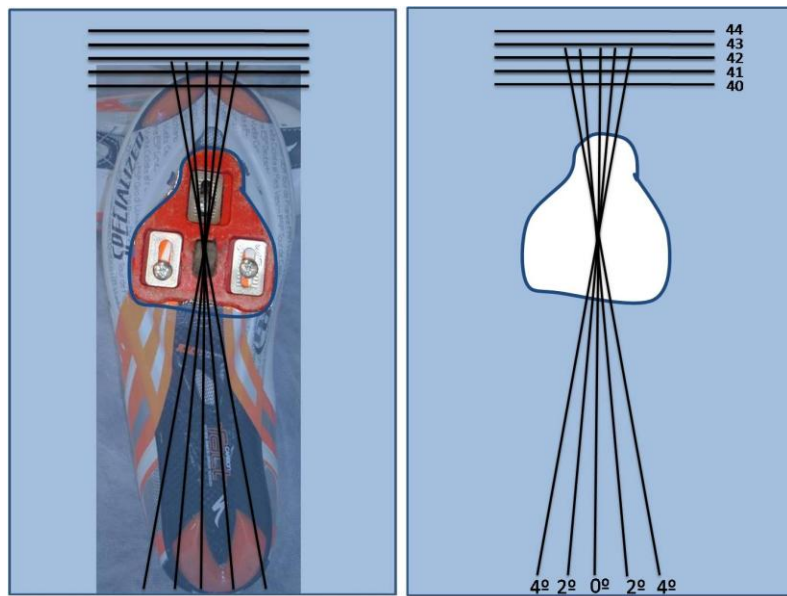


Figura 14: Instrumento para el ajuste de la cala

## **CONCLUSIONES**

## 8. CONCLUSIONES

Las conclusiones que se pueden derivar de los resultados del presente estudio son las siguientes:

1. El eje del pedal coincide con la cabeza del I metatarsiano indistintamente de la fórmula metatarsal.
2. El ajuste de la cala a nivel antero-posterior no depende del nº de calzado sino que siempre se encuentra al 43 % de la longitud de la zapatilla medido desde la punta.
3. Se evidencia una relación directa entre las variables estudiadas del miembro inferior con la posición de la cala siendo importante la valoración de las mismas en su ajuste para evitar posibles lesiones.
4. Las variables que presentaron mayor coeficiente de correlación en las regresiones lineales fueron la rotación externa de caderas, el ángulo de aducción de antepié y el ángulo Q.
5. Los resultados de la posición de la cala varían en función de la manera de cuantificarla, pero siempre en una posición de rotación externa.
6. Los valores normales de rotación de la cala bajo parámetros fisiológicos del miembro inferior son de  $1,33^\circ \pm 0,15^\circ$  medido en base al ángulo foto,  $76,46^\circ \pm 0,42^\circ$  a través del ángulo cala-tarso menor y  $90,32^\circ \pm 0,36^\circ$  con el ángulo cala-II metatarsiano.
7. La determinación de la posición exacta de la cala en base a las variables rotacionales y torsionales del miembro inferior podría obtenerse a través de la siguiente regresión lineal ( $P < 0,0001$ ):

$$\text{ÁNGULO CALA-TARSO MENOR} = 75,780 - (0,605 \cdot \text{Ángulo aducción antepié}) + (0,117 \cdot \text{Rotación externa de caderas}) + (0,276 \cdot \text{Ángulo Q})$$

## **RESUMEN**

## 9. RESUMEN

**OBJETIVOS:** Se ha estudiado el ajuste de la cala tanto anteroposterior como rotacional a partir de determinadas variables longitudinales como la fórmula metatarsal y el nº de calzado, y rotacionales-torsionales como las rotaciones de cadera, la torsión tibial, el ángulo Q o el ángulo de aducción de antepié. **METODOLOGÍA:** La muestra estuvo constituida por 44 ciclistas (88 miembros inferiores), con una edad media de  $34,4 \pm 11,08$ , un IMC medio de  $23,2 \pm 1,9$  y un número de Km. anuales que desarrollaban de  $12.470,45 \pm 6.243,58$ . El protocolo seguido consistió en el registro de las variables del miembro inferior siguiendo una metodología científica y realizando posteriormente el registro de la posición de la cala. Para ello se realizaron dos pruebas: una fotografía de la suela de la zapatilla y una radiografía con el tubo de rayos a un metro de distancia,  $15^\circ$  de inclinación, y centrado en la zona de mediopié, las cuales fueron digitalizadas. Para el cálculo de la angulación tanto en la fotografía como en la radiografía se utilizó el programa AutoCAD<sup>®</sup> 2006. **RESULTADOS:** Los resultados obtenidos indicaron que la metodología seguida para el cálculo de la rotación de la cala es fiable a través de los coeficientes de correlación intraclase ( $P < 0,0001$ ). A nivel del ajuste antero-posterior, la cala se encuentra alineada con la cabeza del I metatarsiano y a una distancia constante del 43% de la longitud de la zapatilla medido desde la punta. Con respecto a la rotación, estuvo determinada principalmente por la rotación externa de caderas, el ángulo de aducción de antepié y el ángulo Q. A través de una regresión lineal, se obtuvo un modelo a partir del cual poder determinar la posición angular para cada persona con un nivel de significación alto ( $R = 0,728$  y  $P < 0,0001$ ) utilizando como método la radiografía. **CONCLUSIONES:** En base a los datos obtenidos podemos concluir que la posición de la cala debe estar siempre alineada con la cabeza del I metatarsiano y en una rotación externa, idea que se afianza si tenemos en cuenta que la orientación de todo el miembro inferior es la misma, es decir, externa.

## **BIBLIOGRAFÍA**

## 10. BIBLIOGRAFÍA

1. **Lucia A, Earnest C, Arribas C.** *The tour de france: A physiological review.* Scand J Med Sci Sports. 2003 Oct; 13 (5): 275-83.
2. **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.
3. **Hannaford DR, Moran GT, Hlavec HF.** Video analysis and treatment of overuse knee injury in cycling: A limited clinical study. En: **Terauds J, Basham JN. Editores.** *Biomechanics in sport II.* San Deigo: Academic Press; 1985. p. 153-9.
4. **Gaston EA.** *Biker's knees.* Bicycling. 1977.
5. **Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NA.** USOC, editor. *Knee pain in the cyclist.* En First 10 C world congress on sport sciences; 1989; Colorado Springs. ; 1989. p. 223-4.
6. **D'Amico JC, Rubin M.** *The influence of foot orthoses on the quadriceps angle.* J Am Podiatr Med Assoc. 1986 Jun; 76 (6): 337-40.
7. **Bond RE.** *Murphy's law and your legs.* The League of American Wheelman Bulletin. 1976; 12 (8): 28-9.

8. **Ericson MO, Nisell R.** *Varus and valgus loads on the knee joint during ergometer cycling.* Scand J Rehabil Med. 1984; 6 (2): 39-45.
9. **Francis PR.** Injury prevention for cyclists: A biomechanical approach. En: **Burke ER. Editor.** *Science of Cycling.* Campaign, IL: Human Kinetics Books; 1986. p. 145-84.
10. **Ericson MO, Nisell R.** *Patellofemoral joint forces during ergometric cycling.* Phys Ther. 1987 Sep; 67 (9): 1365-9.
11. **Seering WP, Piziali RL, Nagel DA, Schurman DJ.** *The function of the primary ligaments of the knee in varus-valgus and axial rotation.* J Biomech. 1980; 13 (9): 785-94.
12. **Lutter LD.** *The knee and running.* Clin Sports Med. 1985 Oct; 4 (4): 685-98.
13. **Hannaford DR, Moran GT, Hlavac HF.** *Video analysis and treatment of overuse knee injury in cycling: A limited clinical study.* Clin Podiatr Med Surg. 1986 Oct; 3 (4): 671-8.
14. **Sanderson DJ, Black AH, Montgomery J.** *The effect of varus and valgus wedges on coronal plane knee motion during steady-rate cycling.* Clin J Sport Med. 1994; 4: 120-4.
15. **Cox JS.** *Patellofemoral problems in runners.* Clin Sports Med. 1985 Oct; 4 (4): 699-715.
16. **Schuster RO.** *Foot types and the influence of environment on the foot of the long distance runner.* Ann N Y Acad Sci. 1977; 301: 881-7.



17. **Weiss BD.** *Nontraumatic injuries in amateur long distance bicyclists.* Am J Sports Med. 1985 May-Jun; 13 (3): 187-92.
18. **Dannenberg AL, Needle S, Mullady D, Kolodner KB.** *Predictors of injury among 1638 riders in a recreational long-distance bicycle tour: Cycle across maryland.* Am J Sports Med. 1996 Nov-Dec; 24 (6): 747-53.
19. **Wilber CA, Holland GJ, Madison RE, Loy SF.** *An epidemiological analysis of overuse injuries among recreational cyclists.* Int J Sports Med. 1995 Apr; 16 (3): 201-6.
20. **Callaghan MJ, Jarvis C.** *Evaluation of elite british cyclists: The role of the squad medical.* Br J Sports Med. 1996 Dec; 30 (4): 349-53.
21. **Holmes JC, Pruitt AL, Whalen NJ.** *Cycling knee injuries. common mistakes that cause injuries and how to avoid them.* Cycling Science. 1991; 3 (2): 11-5.
22. **Mellion MB.** *Common cycling injuries. management and prevention.* Sports Med. 1991 Jan; 11 (1): 52-70.
23. **Sanner WH, O'Halloran WD.** *The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries.* J Am Podiatr Med Assoc. 2000 Jul-Aug; 90 (7): 354-76.
24. **Jarboe NE, Quesada PM.** *The effects of cycling shoe stiffness on forefoot pressure.* Foot Ankle Int. 2003 Oct; 24 (10): 784-8.
25. **McLean B, Blanch P.** *Bicycle seat height: A biomechanical consideration when assessing and treating knee pain in cyclists.* Sport Health. 1993; 11 (1): 12-5.

26. **Martin JC, Spirduso WW.** *Determinants of maximal cycling power: Crank length, pedaling rate and pedal speed.* Eur J Appl Physiol. 2001 May; 84 (5): 413-8.
27. **Inbar O, Dotan R, Trousil T, Dvir Z.** *The effect of bicycle crank-length variation upon power performance.* Ergonomics. 1983 Dec; 26 (12): 1139-46.
28. **Too D, Landwer GE.** *The effect of pedal crank arm length on joint angle and power production in upright cycle ergometry.* J Sports Sci. 2000 Mar; 18 (3): 153-61.
29. **Hull ML, Gonzalez H.** *Bivariate optimization of pedalling rate and crank arm length in cycling.* J Biomech. 1988; 21 (10): 839-49.
30. **Redfield R, Hull ML.** *On the relation between joint moments and pedalling rates at constant power in bicycling.* J Biomech. 1986; 19 (4): 317-29.
31. **de Vey Mestdagh K.** *Personal perspective: In search of an optimum cycling posture.* Appl Ergon. 1998 Oct; 29 (5): 325-34.
32. **Beer FP, Johnson ER.** Mechanics of materials. En: *Mechanics of materials.* New York: Mc-Graw-Hill; 1981. p. 41-2.
33. **Ruby P, Hull ML.** *Response of intersegmental knee loads to foot/pedal platform degrees of freedom in cycling.* J Biomech. 1993 Nov; 26 (11): 1327-40.
34. **Francis PR.** Pathomechanics of the lower extremity in cycling. En: **ER Burke & M.M Newsom. Editores.** *Medical and Scientific Aspects of Cycling.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1988. p. 3-16.

35. **Koch C.** *Misfit knees.* Bicycle Guide. 1988; 5: 24-7.
36. **Chen J, Siegler S, Schneck CD.** *The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joint--part II: Flexibility characteristics.* J Biomech Eng. 1988 Nov; 110 (4): 374-85.
37. **Quinn TP, Mote CD,Jr, Skinner HB.** *The effect of ankle constraint on the torsional laxity of the knee during internal-external rotation of the foot.* J Biomech. 1991; 24 (7): 511-25.
38. **Subotnick SI.** *A biomechanical approach to running injuries.* Ann N Y Acad Sci. 1977; 301: 888-99.
39. **Buchbinder MR, Napora NJ, Biggs EW.** *The relationship of abnormal pronation to chondromalacia of the patella in distance runners.* J Am Podiatry Assoc. 1979 Feb; 69 (2): 159-62.
40. **Zahradnik F.** *Pivotal issue. should your fet be fxed or foating?* Bicycling. 1990; july (134): 137.
41. **Schnabel G, Milani TL, Hennig EM.** International Society of Biomechancis, editor. Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. En: Biomechanics XIV. Paris. ; 1993. p. 1208-9.
42. **Powell B.** Medical aspects of racing En: **ER Burke. Editor.** *Science of Cycling.* Champaign, IL: Human Kinetics; 1986. p. 185-201.

43. **Cavanagh PR, Sanderson DJ.** The biomechanics of cycling: Studies of the pedalling mechanics of elite pursuit riders. En: **Burke ER. Editor.** *Science of Cycling.* Campaign, IL: Human Kinetics Books; 1986. p. 91-122.
44. **Ericson MO, Nisell R.** *Tibiofemoral joint forces during ergometer cycling.* Am J Sports Med. 1986 Jul-Aug; 14 (4): 285-90.
45. **Davis RR, Hull ML.** *Measurement of pedal loading in bicycling: II. analysis and results.* J Biomech. 1981; 14 (12): 857-72.
46. **Knutzen KM, Schot PK.** The influence of foot position on knee joint kinematics during cycling. En: **Jonsson B. Editor.** *Biomechanics X-A.* Campaign, IL: Human Kinetics Publishers; 1987. p. 599-603.
47. **Gregor RJ, Wheeler JB.** *Biomechanical factors associated with shoe/pedal interfaces. implications for injury.* Sports Med. 1994 Feb; 17 (2): 117-31.
48. **Soames RW.** Sistema esquelético. En: **Williams PL, Bannister LH, Berry MM, et al. Editores.** *Anatomía de Gray.* 38th. Madrid: Harcourt SA; 1998. p. 425-736.
49. **Khale W, Leonhardt H, Platzer W.** *Atlas de Anatomía para Estudiantes y Médicos.* Barcelona: Ediciones Omega; 1995.
50. **Klenerman L.** Funcional anatomy. En: **Klenerman L. Editor.** *The foot and Its Disorders.* 3ª. Londres: Blackwell Scientific Publications; 1991. p. 1-10.
51. **Guillen ML, Mugüerza PA.** *Podología deportiva.* 1ª ed. Madrid: McGraw Hill; 1991.

52. **Rueda M.** Introducción a la biomecánica del pie. En: *Podología : los Desequilibrios del Pie*. Barcelona: Editorial Paidotribo; 2004. p. 17-36.
53. **Seber S, Hazer B, Kose N, Gokturk E, Gunal I, Turgut A.** *Rotational profile of the lower extremity and foot progression angle: Computerized tomographic examination of 50 male adults.* Arch Orthop Trauma Surg. 2000; 120 (5-6): 255-8.
54. **Fabry G, MacEwen GD, Shands AR.** *Torsion of the femur. A follow-up study in normal and abnormal conditions.* J Bone Joint Surg Am. 1973 Dec; 55 (8): 1726-38.
55. **Beals RK.** *Developmental changes in the femur and acetabulum in spastic paraplegia and diplegia.* Dev Med Child Neurol. 1969 Jun; 11 (3): 303-13.
56. **Budin E, Chandler E.** *Measurement of femoral neck anteversion by a direct method.* Radiology. 1957 Aug; 69 (2): 209-13.
57. **Crane L.** *Femoral torsion and its relation to toeing-in and toeing-out.* J Bone Joint Surg Am. 1959 Apr; 41-A (3): 421-8.
58. **Cyvin KB.** *A follow-up study of children with instability of the hip joint at birth. clinical and radiological investigations with special reference to the anteversion of the femoral neck.* Acta Orthop Scand Suppl. 1977; 166: 1-62.
59. **Durham HA.** *Anteversion of the femoral neck in the normal femur and its relation to congenital dislocation of the hip.* J Am Med Assoc. 1915; 65: 223.
60. **Ryder CT, Crane L.** *Measuring femoral anteversion; the problem and a method.* J Bone Joint Surg Am. 1953 Apr; 35-A (2): 321-8.

61. **Shands AR, Steele MK.** *Torsion of the femur; a follow-up report on the use of the dunlap method for its determination.* J Bone Joint Surg Am. 1958 Jul; 40-A (4): 803-16.
62. **Kling TF,Jr, Hensinger RN.** *Angular and torsional deformities of the lower limbs in children.* Clin Orthop Relat Res. 1983 Jun; (176) (176): 136-47.
63. **Kumar SJ, MacEwen GD.** *Torsional adnormalities in children's lower extremities.* Orthop Clin North Am. 1982 Jul; 13 (3): 629-39.
64. **MacEwen GD.** *Anteversión of the femur.* Postgrad Med. 1976 Oct; 60 (4): 154-6.
65. **Cibulka MT.** *Determination and significance of femoral neck anteversion.* Phys Ther. 2004 Jun; 84 (6): 550-8.
66. **Frankel VH, Nordin M.** *Basic biomechanics of the esquelletal system.* Philadelphia: Lea and Febiger; 1980.
67. **Viladot A.** Biomecánica de la rodilla. En: **Viladot A. Editor.** *Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor.* Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 2001. p. 197-211.
68. **Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M.** *Patello-femoral joint mechanics and pathology. 1. functional anatomy of the patello-femoral joint.* J Bone Joint Surg Br. 1976 Aug; 58 (3): 287-90.
69. **Insall JN, Ranawat CS, Aglietti P, Shine J.** *A comparison of four models of total knee-replacement prostheses.* J Bone Joint Surg Am. 1976 Sep; 58 (6): 754-65.

70. **Miralles RC, Puig M.** Rodilla. En: **Miralles R. Editor.** *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor.* Barcelona: Masson S.A.; 1998. p. 225-49.
71. **Atwater A.** Gender differences in distance running. En: **Cavanag P. Editor.** *Biomechanics of Running.* Campaign, IL: Human Kinetics; 1990.
72. **Huberti HH, Hayes WC.** *Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact.* J Bone Joint Surg Am. 1984 Jun; 66 (5): 715-24.
73. **Cowan DN, Jones BH, Frykman PN, Polly DW,Jr, Harman EA, Rosenstein RM, et al.** *Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees.* Med Sci Sports Exerc. 1996 Aug; 28 (8): 945-52.
74. **Miralles R, Sever F, Permanyer M, Miralles I.** *Análisis frontal de la marcha mediante videofotogrametría en 3D. oscilación del ángulo Q (Q dinámico).* Rev Patol Rodilla. 1996; 1: 44-8.
75. **Olerud C, Berg P.** *The variation of the Q angle with different positions of the foot.* Clin Orthop Relat Res. 1984 Dec; (191) (191): 162-5.
76. **Inman VT.** The joints of the ankle. En: **Williams & Wilkins. Editor.** Baltimore: 1976. p. 38.
77. **Charles G, Hutter JR, Walter MD.** *Tibial torsion.* J Bone Joint Surg Am. 1949; 31: 511-8.
78. **Mikulics J.** *Über individuelle formdifferenzen am femur und an der tibia des menschen.* Arch Anat Entwickl. 1887; 117: 351.

79. **Le Damany P.** *La torsion du tibia, normal, pathologique, experimentale.* J de l'Anat et Physio. 1909; 6: 50-2.
80. **Mollier S.** *Plastische anatomie.* München: ; 1938.
81. **Lanz T, Wachsmuth W.** *Praktische anatomie.* Beind und Statik. 1935; 1 (4).
82. **Elfman H.** Torsion of the lower limb. En: **Department of anatomy, College of Physicians and Surgeons. Editor.** New York: Columbia University,; p. 255.
83. **Pasciak M, Stoll TM, Hefti F.** *Relation of femoral to tibial torsion in children measured by ultrasound.* J Pediatr Orthop B. 1996 Fall; 5 (4): 268-72.
84. **Viladot R, Rodríguez E.** Pie. En: **Miralles R. Editor.** *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor.* Barcelona: Masson S.A; 1998. p. 265-79.
85. **Miralle RC, Puig M.** Cadera. En: **Miralles R. Editor.** *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor.* Barcelona: Masson S.A; 1998. p. 211-24.
86. **Lewis OJ.** *The evolutionary emergence and refinement of the mammalian pattern of foot architecture.* J Anat. 1983 Aug; 137 (Pt 1) (Pt 1): 21-45.
87. **Viladot A.** Biomecánica del pie. En: **Viladot A. Editor.** *Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor.* Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 2001. p. 221-41.
88. **Bogduk N, Pearcy M, Hadfield G.** *Anatomy and biomechanics of psoas mayor.* Clin Biomech. 1992; 7: 109-19.



89. **Lattermann C, Lobenhoffer P.** *Biomechanical changes in the hip, femur and knee joint after removal of a tensor fasciae latae flap.* Handchir Mikrochir Plast Chir. 1996 Mar; 28 (2): 76-82.
90. **Arnold AS, Komattu AV, Delp SL.** *Internal rotation gait: A compensatory mechanism to restore abduction capacity decreased by bone deformity.* Dev Med Child Neurol. 1997 Jan; 39 (1): 40-4.
91. **Miralle RC, Puig M.** Complejo periastragalinio. En: **Miralles R. Editor.** *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor.* Barcelona: Masson S.A; 1998. p. 251.
92. **Fernández-Fairen M.** Biomecánica de la cadera. En: **Viladot A. Editor.** *Lecciones Básicas de Biomecánica del Aparato Locomotor.* Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 2001. p. 185-96.
93. **Hungerford DS, Barry M.** *Biomechanics of the patellofemoral joint.* Clin Orthop Relat Res. 1979 Oct; (144) (144): 9-15.
94. **Henke W.** *Handbuch der anatomie und mechanic der gelenke.* Leipzig: CF Winter; 1963.
95. **Boone DC, Azen SP.** *Normal range of motion of joints in male subjects.* J Bone Joint Surg Am. 1979 Jul; 61 (5): 756-9.
96. **Scott SH, Winter DA.** *Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking.* J Biomech. 1991; 24 (8): 743-52.

97. **Klein P, Mattys S, Rooze M.** *Moment arm length variations of selected muscles acting on talocrural and subtalar joints during movement: An in vitro study.* J Biomech. 1996 Jan; 29 (1): 21-30.
98. **Whitt FR, Wilson DG.** *Bicycling science.* Cambridge: MIT Press; 1976.
99. **Gregor RJ, Cavanagh PR, LaFortune M.** *Knee flexor moments during propulsion in cycling--a creative solution to lombard's paradox.* J Biomech. 1985; 18 (5): 307-16.
100. **Okajima S.** *Designing chain wheels to optimize the human engine.* Bike Tech. 1983; 2: 4.
101. **Timmer C.** *Cycling biomechanics: A literature review.* J Orthop Sports Phys Ther. 1991: 106-13.
102. **Houtz SJ, Fisrher FJ.** *An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle.* J Bone Joint Surg Am. 1959 Jan; 41-A (1): 123-31.
103. **Sanderson DJ, Black A.** *The effect of prolonged cycling on pedal forces.* J Sports Sci. 2003 Mar; 21 (3): 191-9.
104. **Faria IE, Cavanagh PR.** *The physiology and biomechanics of cycling.* New York: John Wiley and Sons, Inc; 1978.
105. **Redfield R, Hull ML.** *Prediction of pedal forces in bicycling using optimization methods.* J Biomech. 1986; 19 (7): 523-40.

106. **Daly DJ, Cavanagh PR.** *Asymmetry in bicycle ergometer pedalling.* Med Sci Sports. 1976 Fall; 8 (3): 204-8.
107. **Desipres M.** An electromyographic study of comparative road cycling conditions simulated on a treadmill. En: **Nelson & Morehouse. Editor.** *Biomechanics IV.* Campaign: Human Kinetics Books; 1974. p. 349-55.
108. **Ericson MO, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J.** *Muscular activity during ergometer cycling.* Scand J Rehabil Med. 1985; 17 (2): 53-61.
109. **Ryan MM, Gregor RJ.** *EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence.* J Electromyogr Kinesiol. 1992; 2: 69-80.
110. **Ruby P, Hull ML, Kirby KA, Jenkins DW.** *The effect of lower-limb anatomy on knee loads during seated cycling.* J Biomech. 1992 Oct; 25 (10): 1195-207.
111. **Boutin RD, Rad GT, Aboughaida HI.** Three-dimensional kinematics and muscle length change in bicyclists. En: 13 th annual meeting the american society of biomechanics; Burlington, VT. ; 1989. p. 94-5.
112. **Shen H, Radharamanan R.** A 3-D kinematics model for the biomechanical analysis of lower limb cycling. En: ISMM int symp computer applications in design simulation and analysis; Honolulu. ; 1988. p. 212-6.
113. **Root ML, Orien WP, Weed JH.** *Normal and abnormal function of the foot-clinical biomechanics.* Los Angeles C.A: Clinical biomechanics Corporation; 1977.

114. **Siegler S, Chen J, Schneck CD.** *The three-dimensional kinematics and flexibility characteristics of the human ankle and subtalar joints--part I: Kinematics.* J Biomech Eng. 1988 Nov; 110 (4): 364-73.
115. **O'Brien T.** *Lower extremity cycling biomechanics. A review and theoretical discussion.* J Am Podiatr Med Assoc. 1991 Nov; 81 (11): 585-92.
116. **Gregor RJ, Broker JP, Ryan MM.** *The biomechanics of cycling.* Exerc Sport Sci Rev. 1991; 19: 127-69.
117. **Sanderson DJ, Cavanagh PR.** An investigation of the in-shoes pressure distribution during cycling in conventional cycling shoes or running shoes. En: **Jonsson. Editor.** *Biomechanics XB.* Campaign: Human Kinetics Publishers; 1987. p. 903-7.
118. **Sanderson DJ, Hennig EM.** In-shoes pressure distribution in cycling and running shoes during steady-rate cycling. En: Second north american congress on biomechanics; August 24-28; Chicago. ; 1992. p. 247-8.
119. **Amoroso AT, Hennig EM, Sanderson DJ.** In-shoes pressure distribution for cycling at different cadences. En: Second north american congress on biomechanics; August 24-28; Chicago. ; 1992. p. 249-50.
120. **Hennig EM, Sanderson DJ.** In-shoes pressure distribution for cycling at different cadences. En: Second north american congress on biomechanics August 24-28; Chicago. ; 1992. p. 251-2.

121. **Hennig EM, Sanderson DJ.** *In-shoes pressure distributions for cycling with tow types of footwear at different mechanical load.* J Appl Biomech. 1995; 11: 68-80.
122. **Cavanagh PR, Rodgers MM, liboshi A.** *Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing.* Foot Ankle. 1987 Apr; 7 (5): 262-76.
123. **Pruitt AL.** The cyclist's knee: Anatomical and biomechanical considerations. En: **ER Burke & MM Newsom. Editor.** *Medical and Scientific Aspects of Cycling.* Campaign: Human Kinetics; 1988. p. 185-201.
124. **Mann R, Inman VT.** *Phasic activity of intrinsic muscles of the foot.* J Bone Joint Surg Am. 1964 Apr; 46: 469-81.
125. **Sanderson DJ, Hennig EM, Black AH.** *The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling competitive and recreational cyclist.* J Sports Sci. 2000; 18: 173-81.
126. **Bratt A, Ericson MO. TRITA-Mek Royal Institutud of Technology. Editor.** *Biomechanical Model for Calculation of Joint Loads during Ergometer Cycling.* Stockholm, Sweden: 1985. p. 85-105.
127. **Hull ML, Jorge M.** *A method for biomechanical analysis of bicycle pedalling.* J Biomech. 1985; 18 (9): 631-44.
128. **Ruby P, Hull ML, Hawkins D.** *Three-dimensional knee joint loading during seated cycling.* J Biomech. 1992 Jan; 25 (1): 41-53.

129. **Boutin RD, Rab GT, Aboughaida HI.** Three dimensional kinematics and muscle length changes in bicyclists. En: American society of biomechanics 13 th annual meeting; Burlington, Vermont. ; 1989. p. 94-105.
130. **Gregor RJ, Wheeler JB.** Knee pain: A biomechanical analysis in elite cyclist. En: Final report to the united state olympic committee sport science division; November; ; 1992.
131. **Hull ML, Davis RR.** *Measurement of pedal loading in bicycling: I. instrumentation.* J Biomech. 1981; 14 (12): 843-56.
132. **Wheeler JB, Gregor RJ, Broker JP.** *The effect of clipless float design on Shoe/Pedal interface kinetics and overuse knee injuries during cycling.* J Appl Biomech. 1995; 11 (2): 119-41.
133. **Broker JP, Gregor RJ.** *A dual piezoelectric element force pedal for kinetics analysis of cycling.* Int J Sports Med. 1990; 6: 394-403.
134. **Wheeler JB, Gregor RJ, Broker JP.** *A dual piezoelectric bicycle pedal with multiple Shoe/Pedal interface compatibility.* Int J Sports Med. 1992; 8: 251-8.
135. **Ericson MO, Ekholm J, Svensson O, Nisell R.** *The forces of ankle joint structures during ergometer cycling.* Foot Ankle. 1985 Dec; 6 (3): 135-42.
136. **Wanich T, Hodgkins C, Columbier JA, Muraski E, Kennedy JG.** *Cycling injuries of the lower extremity.* J Am Acad Orthop Surg. 2007 Dec; 15 (12): 748-56.
137. **Ericson MO, Nisell R, Nemeth G.** *Joint motions of the lower limb during ergometer cycling.* J Orthop Sports Phys Ther. 1988; 9: 273-9.

138. **Ericson MO, Nisell R.** *Efficiency of pedal forces during ergometer cycling.* Int J Sports Med. 1988 Apr; 9 (2): 118-22.
139. **Kennedy JC, Grainger RW.** *The posterior cruciate ligament.* J Trauma. 1967 May; 7 (3): 367-77.
140. **Kennedy JC, Hawkins RJ, Willis RB, Danylchuck KD.** *Tension studies of human knee ligaments. yield point, ultimate failure, and disruption of the cruciate and tibial collateral ligaments.* J Bone Joint Surg Am. 1976 Apr; 58 (3): 350-5.
141. **Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC.** *Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study.* J Bone Joint Surg Am. 1976 Jul; 58 (5): 583-94.
142. **Robichon J, Romero C.** *The functional anatomy of the knee joint, with special reference to the medial collateral and anterior cruciate ligaments.* Can J Surg. 1968 Jan; 11 (1): 36-40.
143. **Warren LA, Marshall JL, Girgis F.** *The prime static stabilizer of the medial side of the knee.* J Bone Joint Surg Am. 1974 Jun; 56 (4): 665-74.
144. **Detenbeck LC.** *Function of the cruciate ligaments in knee stability.* J Sports Med. 1974 Jul-Aug; 2 (4): 217-21.
145. **Furman W, Marshall JL, Girgis FG.** *The anterior cruciate ligament. A functional analysis based on postmortem studies.* J Bone Joint Surg Am. 1976 Mar; 58 (2): 179-85.

146. **Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS.** *The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. as determined by clinical and morphological studies.* J Bone Joint Surg Am. 1974 Mar; 56 (2): 223-35.

147. **Noyes FR, Grood ES.** *The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys.* J Bone Joint Surg Am. 1976 Dec; 58 (8): 1074-82.

148. **Edwards RG, Lafferty JF, Lange KO.** Ligament strain in the human knee joint. En: Proceedings of winter annual meeting of the american society of mechanical engineers ; 1970.

149. **Piziali RL, Seering WP, Nagel DA, Schurman DJ.** *The function of the primary ligaments of the knee in anterior-posterior and medial-lateral motions.* J Biomech. 1980; 13 (9): 777-84.

150. **O'Donoghue DH.** *Injuries to the knee.* Am J Surg. 1959 Sep; 98: 463-76.

151. **Slocum DB.** *The mechanics of common football injuries.* J Am Med Assoc. 1959 Aug 1; 170 (14): 1640-6.

152. **Leveau BF.** Mecanismos de lesión. En: **Bernhardt DB. Editor.** *Fisioterapia del Deporte.* Barcelona: Jims; 1989. p. 151-5.

153. **Hernandez R, Fernandez-Collado C, Baptist P.** Definición del alcance de la investigación a realizar: Exploratoria, descriptiva, correlacional o explicativa. En: *Metodología de la investigación.* 4ª. Mexico: McGraw-Hill; 2006. p. 99-118.

154. **Cheng JC, Chan PS, Chiang SC, Hui PW.** *Angular and rotational profile of the lower limb in 2,630 chinese children.* J Pediatr Orthop. 1991 Mar-Apr; 11 (2): 154-61.



155. **Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H.** *Lower-extremity rotational problems in children. normal values to guide management.* J Bone Joint Surg Am. 1985 Jan; 67 (1): 39-47.
156. **Wynne-Davies R.** *Talipes equinovarus. a review of eighty-four cases after completion of treatment.* J Bone Joint Surg Br. 1964 Aug; 46: 464-76.
157. **Khermosh O, Lior G, Weissman SL.** *Tibial torsion in children.* Clin Orthop Relat Res. 1971 Sep; 79: 25-31.
158. **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.
159. **Martín Andrés A, Luna del Castillo JD.** *Bioestadística para Ciencias de la Salud.* 5ª. Madrid: Ediciones Norma-Capitel; 2004. p. 11.
160. **18ª Asamblea Médica Mundial.** Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Principios Éticos para las Investigaciones Médicas en Seres Humanos. Helsinki: World Medical Association; 1964.
161. **Comisión Nacional para la Protección de Personas Objeto de Experimentación Biomédica y de la Conducta.** Informe Belmont. Principios Éticos y Recomendaciones para la Protección de las Personas Objeto de Experimentación. 1978.
162. **Ley 14/1986 de 25 de abril, General de Sanidad.** (BOE n.º 101, de 29 abril de 1986).

163. **Consejo de Europa. Convenio de Asturias de Bioética.** Convenio para la protección de los Derechos Humanos y la dignidad del ser humano con respecto a las aplicaciones de la Biología y la Medicina. Convenio sobre los Derechos Humanos y la Biomedicina. Oviedo: Ministerio de Asuntos Exteriores; 1997.

164. **Ley 41/2002 de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica.** (BOE n.º 274, de 15 noviembre de 2002).

165. **LEY ORGÁNICA 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.** (BOE n.º 298, de 13 de diciembre de 1999).

166. **Real Decreto 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal.** (BOE n.º 1719, de enero 2008).

167. **Polit DF, Hungler RN.** *Investigación Científica en Ciencias de la Salud.* 6ª. Mexico: McGraw-Hill Interamerica; 2000. p. 138-96.

168. **Kozic S, Gulan G, Matovinovic D, Nemec B, Sestan B, Ravlic-Gulan J.** *Femoral anteversion related to side differences in hip rotation. passive rotation in 1,140 children aged 8-9 years.* Acta Orthop Scand. 1997 Dec; 68 (6): 533-6.

169. **Simoneau GG, Hoenig KJ, Lepley JE, Papanek PE.** *Influence of hip position and gender on active hip internal and external rotation.* J Orthop Sports Phys Ther. 1998 Sep; 28 (3): 158-64.

170. **Gelberman RH, Cohen MS, Desai SS, Griffin PP, Salamon PB, O'Brien TM.** *Femoral anteversion. A clinical assessment of idiopathic intoeing gait in children.* J Bone Joint Surg Br. 1987 Jan; 69 (1): 75-9.
171. **Svenningsen S, Terjesen T, Auflem M, Berg V.** *Hip rotation and in-toeing gait. A study of normal subjects from four years until adult age.* Clin Orthop Relat Res. 1990 Feb; (251) (251): 177-82.
172. **Luchini M, Stevens DB.** *Validity of torsional profile examination.* J Pediatr Orthop. 1983 Feb; 3 (1): 41-4.
173. **Bierma-Zeinstra SM, Bohnen AM, Ramlal R, Ridderikhoff J, Verhaar JA, Prins A.** *Comparison between two devices for measuring hip joint motions.* Clin Rehabil. 1998 Dec; 12 (6): 497-505.
174. **Adams MA, Dolan P, Marx C, Hutton WC.** *An electronic inclinometer technique for measuring lumbar curvature.* Clin Biomech. 1986; 1: 130-4.
175. **Mayer TG, Tencer AF, Kristoferson S, Mooney V.** *Use of noninvasive techniques for quantification of spinal range-of-motion in normal subjects and chronic low-back dysfunction patients.* Spine. 1984 Sep; 9 (6): 588-95.
176. **Keeley J, Mayer TG, Cox R, Gatchel RJ, Smith J, Mooney V.** *Quantification of lumbar function. part 5: Reliability of range-of-motion measures in the sagittal plane and an in vivo torso rotation measurement technique.* Spine. 1986 Jan-Feb; 11 (1): 31-5.
177. **Clarke GR, Willis LA, Fish WW, Nichols PJ.** *Assessment of movement of the glenohumeral joint.* Orthopaedics (Oxford). 1974: 55-71.

178. **Petherick M, Rheault W, Kimble S, Lechner C, Senear V.** *Concurrent validity and intertester reliability of universal and fluid-based goniometers for active elbow range of motion.* Phys Ther. 1988 Jun; 68 (6): 966-9.
179. **American Academy of Orthopaedic Surgeons.** *Joint motion: Method of measuring and recorging.* Chicago. American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1965.
180. **James B, Parker AW.** *Active and passive mobility of lower limb joints in elderly men and women.* Am J Phys Med Rehabil. 1989 Aug; 68 (4): 162-7.
181. **Roach KE, Miles TP.** *Normal hip and knee active range of motion: The relationship to age.* Phys Ther. 1991 Sep; 71 (9): 656-65.
182. **Svenningsen S, Terjesen T, Auflem M, Berg V.** *Hip motion related to age and sex.* Acta Orthop Scand. 1989 Feb; 60 (1): 97-100.
183. **Walker JM, Sue D, Miles-Elkousy N, Ford G, Trevelyan H.** *Active mobility of the extremities in older subjects.* Phys Ther. 1984 Jun; 64 (6): 919-23.
184. **Brosseau L, Tousignant M, Budd J, Chartier N, Duciaume L, Plamondon S, et al.** *Intratester and intertester reliability and criterion validity of the parallelogram and universal goniometers for active knee flexion in healthy subjects.* Physiother Res Int. 1997; 2 (3): 150-66.
185. **Lincoln TL, Suen PW.** *Common rotational variations in children.* J Am Acad Orthop Surg. 2003 Sep-Oct; 11 (5): 312-20.
186. **Laporta G, Melillo T, Olinsky D.** *X-ray evaluation of hallux abducto valgus deformity.* J Am Podiatry Assoc. 1974 Aug; 64 (8): 544-66.

187. **Palladino SJ.** Preoperative evaluation of the bunion patient: Etiology, biomechanics, clinical and radiographic assessment. En: **Gerbert J. Editor.** *Textbook of bunion surgery.* 2ª. New York: Futura Publishing Company; 1991. p. 1-87.
188. **Engel E, Erlick N, Krems I.** *A simplified metatarsus adductus angle.* J Am Podiatry Assoc. 1983 Dec; 73 (12): 620-8.
189. **Ferrari J, Malone-Lee J.** *A radiographic study of the relationship between metatarsus adductus and hallux valgus.* J Foot Ankle Surg. 2003 Jan-Feb; 42 (1): 9-14.
190. **Bryant JA.** *A comparison of radiographic foot measurements taken in two different positions.* J Am Podiatr Med Assoc. 2001 May; 91 (5): 234-9.
191. **Renton P.** Radiology of the foot. En: **Klenerman L. Editor.** *The Foot and Its Disorders.* 3ª. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1991. p. 259-345.
192. **Perry MD, Mont MA, Einhorn TA, Waller JD.** *The validity of measurements made on standard foot orthoroentgenograms.* Foot Ankle. 1992 Nov-Dec; 13 (9): 502-7.
193. **Camasta CA, Pontious J, Boyd RB.** *Quantifying magnification in pedal radiographs.* J Am Podiatr Med Assoc. 1991 Oct; 81 (10): 545-8.
194. **Venning P.** *Sources of error in the production and measurement of standard radiographs of the foot.* Br J Radiol. 1951 Jan; 24 (277): 18-26.
195. **Hlavac HF.** *Differences in x-ray findings with varied positioning of the foot.* J Am Podiatry Assoc. 1967 Oct; 57 (10): 465-71.

196. **Sanicola SM, Arnold TB, Osher L.** *Is the radiographic appearance of the hallucal tarsometatarsal joint representative of its true anatomical structure?* J Am Podiatr Med Assoc. 2002 Oct; 92 (9): 491-8.
197. **Brage ME, Holmes JR, Sangeorzan BJ.** *The influence of x-ray orientation on the first metatarsocuneiform joint angle.* Foot Ankle Int. 1994 Sep; 15 (9): 495-7.
198. **McCrea JD, Clark WD, Fann T, Venson J, Jones CL.** *Effects of radiographic technique on the metatarsophalangeal joints.* J Am Podiatry Assoc. 1977 Dec; 67 (12): 837-40.
199. **Smith RW, Reynolds JC, Stewart MJ.** *Hallux valgus assessment: Report of research committee of american orthopaedic foot and ankle society.* Foot Ankle. 1984 Sep-Oct; 5 (2): 92-103.
200. **Saltzman CL, Brandser EA, Berbaum KS, DeGnore L, Holmes JR, Katcherian DA, et al.** *Reliability of standard foot radiographic measurements.* Foot Ankle Int. 1994 Dec; 15 (12): 661-5.
201. **Simón Lorda P.** *La fundamentación ética de la teoría del consentimiento informado.* Rev Calid Asist. 1999; 14: 100-9.
202. **Gracia D.** *Fundamentos de bioética.* Madrid: Eudema; 1989.
203. **Galardi PM.** *Biomecánica del pie en el ciclista.* Rev Esp Pod. 1991; 2 (7): 353-6.

204. **Farber DC, Deorio JK, Steel MW,3rd.** *Goniometric versus computerized angle measurement in assessing hallux valgus.* Foot Ankle Int. 2005 Mar; 26 (3): 234-8.
205. **Munuera PV.** *Factores morfológicos en la etiología del hallux limitus y el hallus abductus [Tesis Doctoral].* Sevilla: Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud; 2006.
206. **Domínguez G.** *Estudio de la protusión metatarsal en el adulto criterios de normalidad [Tesis Doctoral].* Sevilla: Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud; 2006.
207. **Munuera PV, Domínguez G, Castillo JM.** *Radiographic study of the size of the first metatarso-digital segment in feet with incipient hallux limitus.* J Am Podiatr Med Assoc. 2007 Nov-Dec; 97 (6): 460-8.
208. **Munuera PV, Domínguez G, Reina M, Trujillo P.** *Bipartite hallucal sesamoid bones: Relationship with hallux valgus and metatarsal index.* Skeletal Radiol. 2007 Nov; 36 (11): 1043-50.
209. **Domínguez G, Munuera PV, Lafuente G.** *Relative metatarsal protrusion in the adult: A preliminary study.* J Am Podiatr Med Assoc. 2006 May-Jun; 96 (3): 238-44.
210. **Munuera PV, Domínguez G, Polo J, Rebollo J.** *Medial deviation of the first metatarsal in incipient hallux valgus deformity.* Foot Ankle Int. 2006 Dec; 27 (12): 1030-5.

211. **Kilmartin TE, Barrington RL, Wallace WA.** *The X-ray measurement of hallux valgus: An inter- and intra-observer error study.* Foot. 1992; 2: 7-11.
212. **Coughlin MJ, Saltzman CL, Nunley JA, 2nd.** *Angular measurements in the evaluation of hallux valgus deformities: A report of the ad hoc committee of the american orthopaedic foot & ankle society on angular measurements.* Foot Ankle Int. 2002 Jan; 23 (1): 68-74.
213. **Callaghan MJ, Phil M.** *Lower body problems and injury in cycling.* Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2005; 9: 226-36.
214. **Lampert C, Thomann B, Brunner R.** *Tibial torsion deformities.* Orthopade. 2000 Sep; 29 (9): 802-7.
215. **Staheli LT.** *Torsional deformity.* Pediatr Clin North Am. 1977 Nov; 24 (4): 799-811.
216. **Ericson MO, Bratt A, Nisell R, Arborelius UP, Ekholm J.** *Power output and work in different muscle groups during ergometer cycling.* Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1986; 55 (3): 229-35.
217. **Smak W, Neptune RR, Hull ML.** *The influence of pedaling rate on bilateral asymmetry in cycling.* J Biomech. 1999 Sep; 32 (9): 899-906.
218. **Boyer TH.** *Patología del Aparato Locomotor en el Deporte.* Barcelona: Masson S.A.; 1991. p. 88-9.
219. **Munuera PV, Polo J, Rebollo J.** *Length of the first metatarsal and hallux in hallux valgus in the initial stage.* Int Orthop. 2008 Aug; 32 (4): 489-95.



220. **Commandré FA, Viani JL, Zakarian H, Denis F, Barral P, Fornaris E, et al.** *Patología de la rodilla del ciclista*. Archivos de Medicina del Deporte. 188; 5 (17): 31-42.
221. **Kulund DN.** *Lesiones del Deportista*. 2ª. Barcelona: Salvat; 1990. p. 433-48.
222. **Kapandji AI.** *Cuadernos de fisiología articular :Esquemas comentados de mecánica articular*. 4a rev ampl y puea al día, [4a reimp ed. Barcelona: Masson; 1991.
223. **Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RG.** *Bilateralism of EMG profiles in human locomotion*. Am J Phys Med. 1986 Feb; 65 (1): 1-16.
224. **Mandroukas K.** *Some effects of knee angle and foot placement in bicycle ergometer*. J Sports Med Phys Fitness. 1990 Jun; 30 (2): 155-9.
225. **Gonzalez H, Hull ML.** *Multivariable optimization of cycling biomechanics*. J Biomech. 1989; 22 (11-12): 1151-61.

Determinación de la posición de la cala en base a los parámetros  
del miembro inferior del ciclista

---

**ANEXOS**

## **11. ANEXOS**

### **10.1 ANEXO I. Formulario de consentimiento informado**

# **CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

**¡ATENCIÓN!**

LEA ATENTAMENTE LA INFORMACIÓN CONTENIDA EN ESTE DOCUMENTO  
ANTES DE FIRMARLO

## ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGÍA – UNIVERSIDAD DE SEVILLA

### FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

**ESTUDIO:** *Determinación de la posición angular de la cala en función de los parámetros torsionales del miembro inferior.*

## I. INFORMACIÓN

Se le ha seleccionado para participar en un estudio de carácter científico cuya finalidad es analizar la posible relación entre determinados parámetros tales como las rotaciones de caderas, la torsión tibial y el ángulo Q, con la determinación angular de la cala en la zapatilla de ciclismo.

Las variables torsionales citadas anteriormente, se desarrollan durante el crecimiento, de tal manera que cada individuo presentará unos valores para cada miembro, conformando con ello la alineación estructural del miembro inferior y por lo tanto, será un elemento importante a la hora de desarrollar cualquier actividad deportiva.

El pedal en el ciclismo presenta la característica de que una vez fijada la zapatilla al pedal, por medio de la cala (Figura 1), queda totalmente bloqueada impidiendo los movimientos en el plano transversal. El ajuste a este nivel ha de ser perfecto puesto que repite constantemente el mismo gesto deportivo, de manera que cualquier pequeña modificación o variación infringirá un efecto acumulativo en los tejidos, principalmente a nivel de la rodilla, pudiendo ser causa de patología por sobrecarga.



Figura 1: Cala de la zapatilla de ciclismo

Teniendo en cuenta lo citado anteriormente y que cada miembro inferior presenta una arquitectura propia, la determinación angular de la cala sería lógico pensar que estaría en base a dichos parámetros torsionales. Hasta ahora, se ha seguido la técnica de acierto/error, en la cual se determina una posición, en cuyo caso se variará si el ciclista comienza a presentar molestias a nivel de la rodilla principalmente.

Dada la sofisticación técnica que presenta este deporte hoy día, se hace necesaria la determinación exacta de la cala en base a la configuración espacial del miembro inferior, cuya finalidad es la que persigue este estudio a través del registro numérico de las variables del mismo y relacionándolas con la posición de la cala de cada individuo a través de una radiografía y de una fotografía

## II. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN

El diseño del estudio pretende ser lo más riguroso intentando consumir el mínimo tiempo posible, siguiendo de forma ordenada los pasos que se detallan a continuación:

- a) Rellenar la ficha de recogida de datos con los datos de filiación, así como determinados parámetros antropométricos (peso, nº pie). Posteriormente, se confirmará el cumplimiento de los criterios de inclusión en la muestra del estudio a través del cuestionario.
- b) Para las medidas se utilizarán dos instrumentos, un goniómetro de dos ramas y un inclinómetro o también llamado goniómetro de gravedad (figura 2). El primero se utilizará para cuantificar la torsión tibial y el ángulo Q, mientras que el segundo para las rotaciones, tanto interna como externa, de caderas.



**Figura 2**  
*Instrumentos de medida*

c) La radiografía dorsoplantar en carga se hará de cada pie por separado dado que es necesario hacerlo calzado. Se le coloca un elemento metálico en la cala previamente para que quede marcada en la placa radiográfica. Aunque es una prueba que no conlleva ningún riesgo, se debe tener en cuenta lo siguiente:

- Si a usted se le han realizado múltiples radiografías a lo largo de su vida debe avisarnoslo, ya que el efecto de este tipo de radiación es acumulativo, y puede llegar a ser perjudicial para su salud.
- Si es usted mujer y existe la posibilidad de que esté embarazada, NO se someta a esta prueba, ya que este tipo de radiación podría dañar a su futuro hijo.

d) La fotografía de la planta de la zapatilla.

### **III. OTROS ASPECTOS QUE USTED DEBE CONOCER**

Por último, creemos conveniente que tenga conocimiento sobre los siguientes aspectos:

- El estudio se llevará a cabo por el profesor D. Javier Ramos Ortega, y quien él asigne como miembro de su equipo. En cualquier caso, siempre serán personas Diplomadas en Podología y, por lo tanto, conocedoras de todas las técnicas e instrumentos que se van a utilizar.
- Es posible que las fotografías que se tomen durante la prueba, puedan ser vistas posteriormente por personal en formación de este u otro centro, o incluso por otros profesionales de la salud en distintos foros. En ningún caso se tomarán imágenes que pudieran revelar la identidad del sujeto de la foto.
- Los resultados obtenidos en este estudio podrán ser divulgados a la comunidad científica, bien en forma de comunicación, ponencia o conferencia, bien en forma de póster, o bien en forma de publicación en revista científica.
- Bajo ningún concepto se revelará la identidad de los sujetos que participen en el estudio.
- El tiempo que puede durar en total la realización de las pruebas tras su aceptación para participar en el estudio rondará, en condiciones normales, los 25 minutos aproximadamente.
- Tanto los datos recogidos en la exploración como las radiografías y fotografías utilizadas para este estudio podrán servir para otros estudios futuros de similares características, siempre respetando la privacidad de la identidad de cada sujeto.
- Si antes de firmar este documento desea más información, no dude en pedirla.

**ÁREA CLÍNICA DE PODOLOGÍA – UNIVERSIDAD DE SEVILLA**

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

**ESTUDIO:** *Determinación de la posición angular de la cala en función de los parámetros torsionales del miembro inferior.*

**DECLARACIONES Y FIRMAS**

**Paciente:**

D./D<sup>a</sup>.....

.....,

en calidad de paciente, declaro que el responsable del equipo de investigación me ha explicado de forma satisfactoria en qué consiste el estudio, cuáles son sus objetivos, cuáles son las pruebas a las que me tengo que someter y los posibles riesgos de las mismas. He comprendido perfectamente todo lo anterior y doy mi consentimiento para que el profesor D. Javier Ramos Ortega, y el personal que designe como miembro de su equipo, me realicen la exploración necesaria para la consecución de los objetivos de este estudio.

Asimismo, se me ha informado sobre mi derecho a retirar este consentimiento cuando estime oportuno, sin necesidad de justificar mi voluntad, y sin que de ello se derive ninguna consecuencia adversa para mí.

Fdo. ....

---

**Profesor:**

Yo, D. Javier Ramos Ortega, he informado a este paciente de la naturaleza y propósito de este estudio, así como de sus posibles riesgos.

Fdo. ....

En, .....

a.....de.....de.....



## 10.2 ANEXO II: Certificado del comité ético



A quien pueda interesar:

El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, habiendo examinado el Proyecto “Determinación de la posición de la cala en base a los parámetros del miembro inferior de cada ciclista” presentado por D. Javier Ramos Ortega, emite el siguiente informe,

El proyecto cumple los requisitos exigidos para experimentación en sujetos humanos y en animales, y se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea.

Sevilla, a 30 de marzo de 2009.

EL PRESIDENTE DEL COMITE,

Fdo.: Profª. Dra. María Tortolero García.

**10.3 ANEXO II:** Ficha de recogida de datos

<b>DETERMINACIÓN DE LA POSICIÓN DE LA CALA EN FUNCIÓN DE LOS PARÁMETROS DEL MIEMBRO INFERIOR</b>			
<b>DATOS DE FILIACIÓN</b>			
<b>NOMBRE</b>			<b>TELÉFONO</b>
<b>PESO:</b>	<b>ALTURA:</b>	<b>Nº PIE:</b>	<b>EDAD:</b>
<b>CRITERIOS DE INCLUSIÓN</b>			<b>SI</b>
			<b>NO</b>
Traumatismos graves u operaciones en el miembro inferior			
Lesiones por sobrecarga en el miembro inferior hace menos de 1 año			
Uso de pedales automáticos			
Práctica deportiva media-alta			
Nº km anuales			

<b>DATOS EXPLORACIÓN</b>	<b>PIERNA IZQ</b>	<b>PIERNA DCHA</b>
Rotación externa cadera		
Rotación interna cadera		
Torsión tibial		
Ángulo Q		
Fórmula metatarsal		
Ángulo foto		
Distancia punta cala		
Ángulo aducción antepié		
Ángulo cala-antepié		
Ángulo cala-II MTT		
Distancia cala-1º mtt		

