

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA



TESIS DOCTORAL

Análisis clínico y baropodométrico de los niños con pie plano valgo flexible infantil en edad preescolar

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Ruth Ballesterero Pérez

Directores

M^a Ángeles Atín Arratibel
Juan Vicente Beneit Montesinos

Madrid, 2015

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología



ANÁLISIS CLÍNICO Y BAROPODOMÉTRICO DE
LOS NIÑOS CON PIE PLANO VALGO FLEXIBLE
INFANTIL EN EDAD PREESCOLAR

TESIS DOCTORAL

Ruth Ballesteró Pérez

Directores:

Dra. M^ª Ángeles Afín Arratibel

Dr. Juan Vicente Beneit Montesinos

Madrid, 2014

*"El verdadero heroísmo está en transformar los deseos en realidades y
las ideas en hechos"*

Alfonso Rodríguez Castelao

*"A mi familia,
por enseñarme que con esfuerzo, dedicación y cariño,
se puede conseguir todo lo que te propongas"*

AGRADECIMIENTOS

La elaboración de esta Tesis no hubiera sido posible sin la ayuda, el conocimiento y el apoyo de muchas personas. Me gustaría aprovechar estas líneas para agradecerérselo a cada una de ellas.

En primer lugar, a mis directores, la Doctora M^ª Ángeles Atín Arratibel y el Doctor Juan Vicente Beneit Montesinos. Gracias por vuestro conocimiento, vuestros desvelos y vuestro apoyo, sin duda esta tesis y mucho de lo que hoy soy, os lo debo a vosotros.

Debo agradecer su colaboración durante todo el proceso de recogida de datos, al subdirector de la Clínica Universitaria de Podología, el Doctor José Luis Lázaro, y a todo el personal, clínico y administrativo, muy especialmente al Profesor Ángel Orejana. Gracias por tu ayuda inestimable en todo momento, tanto a nivel clínico e investigador como a nivel personal. No quiero olvidarme de mis compañeros residentes que compartieron conmigo los inicios de este trabajo, en especial a Laura, Angie y Pedro.

A mi compañera durante todos estos años, la Doctora Patricia Martín Casas, sin cuya ayuda y apoyo este trabajo no hubiera sido posible.

Agradecimiento destacado a todos los profesores del Departamento de Medicina Física y Rehabilitación. Hidrología Médica, con quienes he compartido los últimos años, y de los que he podido

aprender y crecer a nivel profesional y personal, especialmente a las Doctoras Raquel Valero y Susana Muñoz, al Doctor Enrique Varela, y a los Profesores Gustavo Plaza, Laura Martínez, y Mar Rus. Gracias por vuestro apoyo y vuestro ánimo, en especial en los momentos más duros. He de agradecer muy especialmente su colaboración y apoyo al Director del Departamento, el Doctor Antonio Álvarez, por sus recomendaciones y aportaciones, de inestimable ayuda en la elaboración de la Tesis. También agradecer a M^ª Luz Marina su continua ayuda y su ánimo.

No puedo olvidarme de todos los compañeros del Departamento de Enfermería, en especial del Doctor José Luis Pacheco, por colaboración y consejos en la confección del trabajo.

Agradecer su labor, imprescindible, y su cariño, al personal de nuestra Biblioteca, especialmente a su Directora Fuencisla Sanz, a M^ª Carmen Álvarez y a M^ª Luisa Ambrós.

Debo reconocer el apoyo y dedicación que me han prestado el Doctor Santiago Cano y especialmente la Doctora Carmen Bravo en el procesamiento de los datos. Gracias por vuestro conocimiento y paciencia.

Gracias por su colaboración a Rosa I. de la Puerta, al Servicio de Acción Social de la Universidad Complutense de Madrid, a los colegios Alberto Alcocer y Pablo Picasso y a la empresa Gas Natural Fenosa, que nos permitieron la divulgación del estudio.

No puedo olvidarme de todos los niños y de sus padres que acudieron al estudio, y sin cuya colaboración éste no hubiera sido posible.

Para terminar, pero no por ello menos importante, no quiero dejar de reconocer a toda mi familia y a mis amigos la comprensión que han tenido conmigo durante estos años. Gracias especialmente a Isabel, Juan, Lucía, Juan, Marta, Gonzalo, Manuel, Joshua, Sandra, Arantxa, Elena y Laura por vuestro cariño. Agradecer además a mis sobrinos Lucy, Jorge, Manuel y Araceli, la alegría que me aportan cada día.

Gracias a mis padres, Araceli y Luis Miguel y a mis hermanas, Paloma y Araceli, a quienes todo debo, de los que he aprendido el valor del esfuerzo, la entrega y la ilusión. Gracias a mi marido, Carlos, por entenderme, por estar a mi lado en todo este proceso, y además ayudarme en el diseño y maquetación de la Tesis. Gracias a los cinco por vuestro ánimo, vuestro cariño y vuestro aliento, en especial, en aquellos momentos en los que he creído no poder más.

Muchas gracias a todos.

RESUMEN - SUMMARY

RESUMEN

Introducción:

El pie presenta importantes funciones durante la bipedestación, permitiendo la adaptación a las irregularidades del terreno y favoreciendo el mantenimiento del equilibrio. Debe amortiguar las cargas y generar fuerzas propulsivas que favorezcan el movimiento hacia delante. Además, la planta del pie juega un importante papel en la propiocepción. El pie del adulto se encuentra adaptado para cumplir estas funciones, comportándose como una plataforma flexible o rígida en función de la fase de la marcha.

Los pies de los niños muestran marcadas diferencias con respecto al adulto, evolucionando rápidamente tanto la forma del mismo como el patrón de marcha durante el crecimiento. Anatómicamente, el pie de los niños pequeños se caracteriza principalmente por su flexibilidad, estando muy influenciado su desarrollo por el inicio de la bipedestación y de la marcha, alrededor de un año. En ese momento, el pie se caracteriza por estar formado por numerosos centros de osificación conectados por tejido blando, extendiéndose el proceso de maduración por encima de los 5 años. Otra característica importante de los pies de los niños pequeños es la ausencia del arco longitudinal interno (ALI), sustituido por una almohadilla grasa en el margen medial del mediopié. Ésta, protege el pie de la sobrecarga, distribuyendo las presiones por toda la planta del pie hasta que el sistema musculoesquelético está adaptado a las cargas verticales que se producen durante la bipedestación y la marcha. El pie del niño se

caracteriza además por presentar una eversión del retropié de entre 5° y 10° al inicio de la marcha independiente. Durante los 4 o 5 primeros años de vida, la almohadilla grasa desaparece, extendiéndose el desarrollo del arco hasta alrededor de los 6 años. Además, con el desarrollo, y como consecuencia de las cargas estáticas y la actividad muscular, se produce una disminución del valgo de retropié que favorece el desarrollo del ALI. Por lo tanto, a la edad de 6 años, la mayoría de los cambios estructurales del pie se han completado, presentando éste una apariencia similar a la del adulto. A pesar de esto, no está del todo claro si el desarrollo del ALI se relaciona con un periodo específico del crecimiento o la duración del mismo. Además de las diferencias estructurales de los pies de los niños al inicio de la marcha independiente con respecto a los pies adultos, presentan características específicas funcionales derivadas de sus propiedades anatómicas y de la inmadurez del sistema nervioso central.

Las características específicas que presenta el pie infantil, condicionan que el pie plano pediátrico sea frecuente durante la infancia, disminuyendo su presencia con el crecimiento. Su frecuente presentación en niños dificulta por tanto una definición del pie plano, caracterizándose clínicamente por la disminución o ausencia del ALI, y la posición en valgo del retropié. En cuanto a la prevalencia del pie plano, las definiciones subjetivas del mismo, la variabilidad metodológica de los estudios, y la falta de consenso en los criterios diagnósticos, así como la posible influencia de factores como la edad, el sexo, y el peso hacen que se desconozca realmente, con oscilaciones de entre el 0,60% y el 82,8%.

El pie plano valgo (PPV) puede clasificarse en pie plano valgo flexible (PPVF) y pie plano valgo rígido. El pie plano valgo rígido se caracteriza por la ausencia de ALI en cadena cinética abierta y cerrada, es normalmente sintomático y requiere tratamiento. Por otro lado, en el PPVF se observa ALI en cadena cinética abierta, con ausencia del mismo en cadena cinética cerrada. Es considerado por muchos investigadores un diagnóstico común que no requiere tratamiento generalmente; otros sin embargo opinan que el PPVFI puede generar dolor y alteraciones en la marcha. Además, la disminución o ausencia del ALI ha sido asociada con lesiones en la extremidad inferior e incluso en la columna vertebral.

El diagnóstico del PPV se centra en el estudio del ALI, del valgo del retropié y de la flexibilidad, empleándose generalmente como métodos de evaluación la observación, las mediciones de la huella, las mediciones goniométricas y la radiología, basados en la morfología. Todos ellos se basan en que las características estructurales del pie se asocian con características funcionales, y éstas pueden estar relacionadas con la patomecánica del pie y de toda la extremidad inferior. Algunas investigaciones sin embargo han cuestionado la utilidad de las mediciones clínicas como predictoras de la lesiones en la extremidad inferior.

En este sentido, la baropodometría, con un empleo cada vez más frecuente en la evaluación del pie, podría ayudar en el conocimiento de las características fisiológicas del mismo durante el crecimiento, favoreciendo así el diagnóstico, la prevención y el tratamiento precoz.

Objetivos:

Los objetivos del estudio transversal fueron: Estudiar las características relacionadas con el desarrollo neuromadurativo en los niños con PPVFI y en los niños del grupo control; analizar las características clínicas de los PPVFI y los pies del grupo control; conocer las características baropodométricas de los PPVFI y los pies del grupo control; establecer las diferencias de las características neuromadurativas, clínicas y baropodométricas entre los PPVFI y los pies del grupo control; y desarrollar una clasificación funcional de los pies en los niños de 3 a 6 años de edad.

Material y métodos:

El análisis descriptivo de las variables de historia clínica fue realizado en 126 niños que cumplieron los criterios de inclusión y de exclusión (66 niños con PPVFI y 60 niños controles). Para el análisis clínico y baropodométrico, cada pie, derecho e izquierdo, fue estudiado independientemente, con una muestra total de 252 pies (91 PPVF y 161 controles).

El sistema empleado para el análisis baropodométrico fue el sistema Footscan® Plate, que ha mostrado fiabilidad, con elevados coeficientes de correlación intraclase. El protocolo consistió en una prueba dinámica, durante la cual los niños caminaban sobre la plataforma a su propia velocidad. Se recogieron un mínimo de 10 huellas para cada niño. Los datos fueron obtenidos para 10 regiones del pie: retropié medial, retropié lateral, mediopié, primer a quinto

metatarsiano, hallux, y dedos 2º a 5º. En cada una de las regiones se estudiaron las siguientes variables baropodométricas: porcentaje de contacto, máxima presión, pico de presión, porcentaje de impulse, tiempo de inicio de la presión, tiempo final de la presión, porcentaje de tiempo de apoyo, y porcentaje de tiempo de máxima presión.

Se realizó el estudio de las interrelaciones entre variables mediante el coeficiente de correlación lineal de Pearson; y se llevó a cabo una regresión lineal simple entre la PRCC y la edad. El análisis descriptivo de la muestra de niños y de pies en las dos cohortes totales y por grupos de edad de las variables cualitativas se realizó a través de la distribución de frecuencias, y el de las variables cuantitativas mediante la media y la desviación estándar. Para el análisis de las diferencias entre grupos de las variables cualitativas se empleó el método de la Chi-cuadrado, y para el análisis de las variables cuantitativas, la T de Student, previa observación de la distribución normal de los datos. Para la caracterización de los grupos de edad con respecto a la cohorte a la que pertenezcan (pies del grupo control o PPVFI) mediante las variables cuantitativas, se realizó un análisis de las diferencias de las medias mediante la t de Student. A través del método de la Chi-cuadrado se estudió la proporción de las categorías de distintas variables del grupo de edad con respecto a su cohorte. El análisis de conglomerados a partir de las variables baropodométricas fue realizado empleando el paquete estadístico SPAD.N

Resultados:

Se observó una estadísticamente significativa correlación entre la PRCC y la edad. El análisis por cohortes mostró una significativa mayor fuerza de relación entre las dos variables, explicando la edad el 19% de la variabilidad de la PRCC en el grupo control, y el 31% en el grupo de PPVFI.

En los resultados de la historia clínica, observamos una mayor presencia de dificultades durante el parto, y de dolor, fundamentalmente en los niños de mayor edad, en los PPVFI. No se ha demostrado relación entre la ausencia de gateo y la sedestación inadecuada y la presencia de PPVF en los niños entre 3 y 6 años de nuestra muestra.

En la valoración clínica, los PPVFI presentaron una disminución de la FD de tobillo en los niños de menor edad, y mayores valores de pronación, objetivados por los superiores valores de navicular drop y de ángulo de pronación tanto en la muestra total como por grupos de edad. No encontramos diferencias estadísticamente significativas entre cohortes en la clasificación de los pies a través de las huellas plantares y en la presencia de pico de pronación. Los PPVFI presentaron sin embargo una disminución del apoyo de talón en el análisis de la huella plantar tanto en la muestra total como por edades entre los 48 y los 83 meses.

En el estudio de la relación entre variables, hallamos una positiva correlación entre la edad y las presiones, el porcentaje de impulso, el porcentaje de contacto y el porcentaje de tiempo de apoyo en el

antepié y en el retropié, y una correlación negativa entre las mismas variables en el mediopié. Del mismo modo, observamos una correlación positiva entre las mismas variables baropodométricas en el antepié y el retropié y el peso, sin demostrarse relación en la región del mediopié. En la relación entre la flexión dorsal del tobillo y las variables baropodométricas, encontramos una correlación positiva entre ambas en el mediopié, y una correlación negativa en el antepié y el retropié.

Con el objetivo de estudiar el efecto de la estructura del pie sobre la función del pie en la población de niños de nuestro estudio, se analizó la relación entre la PRCC y las variables baropodométricas en las diferentes regiones del pie, sin encontrar correlación con las variables de carga y contacto en el mediopié, pero sí en el antepié y el retropié. De acuerdo con nuestros resultados, la pronación del pie se relaciona con mayores cargas y contactos en la región central del antepié y medial del retropié, y menores en el primer y quinto metatarsiano y en la región lateral del retropié.

En el análisis de las diferencias en las variables baropodométricas entre cohortes en la muestra total, se observó un mayor porcentaje de contacto en los PPVFI en el retropié y en las regiones medial y central del antepié, y menores en el mediopié. Por grupos de edad, el porcentaje de contacto fue mayor en el antepié, con comportamientos variables en el primer y quinto metatarsiano relacionados con la edad, y en el retropié hasta los 5 años. En el mediopié, el porcentaje de contacto fue ligeramente superior en los PPVFI excepto a la edad de 5 años.

En la muestra total, la carga fue mayor en el retropié y el antepié de los PPVFI, y menor en el mediopié. Por grupos de edad, los PPVFI presentaron mayores cargas en los metatarsianos centrales, con variaciones en el primer y quinto en relación con la edad, y en el retropié en los grupos de menor edad. En el mediopié, la carga fue menor en los PPVFI excepto la presión máxima a los 4 y 6 años y el porcentaje de impulso a los 6 años.

El patrón de apoyo inicial de los PPVFI de nuestra muestra total fue similar en ambas cohortes, produciéndose precozmente en todas las regiones excepto en el mediopié en los PPVFI. Por grupos de edad, fue también similar en ambas cohortes, con diferencias en los grupos de mayor edad, vinculados a una mayor pronación y supinación del antepié a los 5 y 6 años respectivamente. El porcentaje de tiempo de apoyo fue mayor en los PPVFI de nuestra muestra total en el antepié y el retropié, y menor en el mediopié. Por grupos de edad, los porcentajes de tiempo de contacto fueron también superiores en el antepié, excepto en los metatarsianos laterales entre 60 y 71 meses, y en el retropié, excepto entre 48 y 59 meses. En el mediopié, los tiempos de apoyo son inferiores en los PPVFI, excepto en los grupos de menor y mayor edad.

En el análisis por edades de cada una de las cohortes, la evaluación clínica mostró una disminución de las variables relacionadas con la pronación. En los resultados baropodométricos observamos valores superiores de las variables en el antepié y el retropié e inferiores en el mediopié en ambas cohortes con el aumento de la edad.

El análisis de conglomerados identificó siete patrones baropodométrico con características clínicas y baropodométricas diferenciales.

Conclusiones:

Las variables baropodométricas en los PPVFI de nuestra muestra entre 3 y 6 años de edad, son superiores en general en antepié y retropié, e inferiores en mediopié. Esta distribución se mantiene en el estudio de las mismas por grupos de edad, con cambios en el antepié que se asocian a una mayor pronación del mismo a los 5 años, y a una supinación a los 6.

De acuerdo con nuestros resultados, son necesarios más estudios baropodométricos en niños con PPVFI a partir de los 6 años, pues podría ser una edad crítica en la diferenciación entre tipos de pies.

Los resultados del análisis de conglomerados muestran patrones dinámicos independientes de la clasificación clínica del pie. El diferente comportamiento del pie en estática y en dinámica podría indicar la necesidad de un análisis dinámico en niños entre 3 y 6 años tanto para el diagnóstico como para la indicación y seguimiento del tratamiento.

Palabras clave: Pie plano valgo flexible infantil, baropodometría, niños, posición relajada del calcáneo en carga, arco longitudinal interno.

SUMMARY

CLINICAL AND BAROPODOMETRIC ANALYSIS OF PRESCHOOLERS WITH FLEXIBLE FLAT FEET

Introduction:

The foot serves important biomechanical functions in bipedal gait. It is important to cope with the irregularities of the ground and to maintain the balance. It has to bear the weight, serve as a shock-absorber, and it has to transmit propulsive forces to generate forward movement. In addition, the foot plantar surface plays a very important role in proprioception. The adult foot is well adapted to perform these functions. It acts as either a flexible or a rigid platform depending on the phase of walking.

The feet of children show important differences in comparison with adult ones, and the foot shape and gait pattern change rapidly. The toddler's foot anatomy differs from the adult foot and is mainly characterized by its flexibility. The development of the child's foot is strongly influenced by the time when the child starts to stand and to walk, which occurs around the age of 1. In this moment, the skeleton consists of a number of partially ossified centers connected by soft tissue. The ossification of the foot skeleton continues up to the age of 5. Another important feature of toddler's foot is the absence of the longitudinal arch, with a characteristic fat pad on the medial margin of the midfoot. This fat pad protects the pediatric foot from overloading until the skeletal

system is adapted to the vertical load during stance and gait, by distributing the pressure across the whole plantar surface. Apart from this, the hind foot is normally everted from 5° to 10° at the start of ambulation. During the first 4 or 5 years of life the fat pad is absorbed and the longitudinal arch of the foot continues to develop until the age of 6. Besides the changes in soft tissues, with normal development, the hind foot shows a remodeling during growth that supports the development of the longitudinal arch and it is caused by a combination of static loading and muscular activity. Therefore, by the age of 6 years, the major structural changes have been completed, and the appearance is similar to the adult. Nevertheless, it remains unclear whether the development of the longitudinal arch is related to a specific period of growth or how long it lasts. In addition, some important differences between children and adults in foot function is expected because of differences in anatomy and the central nervous system is immature in young walker.

Therefore, the paediatric flat foot seems to be frequent in children and it is usually reduced with the age. Given its common presentation in children, the definition of what exactly constitutes a flat foot remains debatable. There is no a universally accepted definition for flat foot, but clinically, a pes planus is a foot that has a low or absent longitudinal arch and a valgus heel position. The prevalence of the flat foot is really unknown due to its subjective definition, the methodological variability of the available studies, the lack of consensus in the diagnostic criteria, and also the possible influence of factors such as age, gender or weigh, oscillating between 0,60% to 82,8%.

Flat foot can be divided in flexible flat foot (FFF) and rigid flat foot. A rigid flat foot is characterized by the absence of the longitudinal arch in open and closed kinetic chain and, it is normally symptomatic and needs treatment. In the case of FFF, there exists an arch that is present in open kinetic chain (non-weight bearing) and absent in closed kinetic chain (weight bearing). Whereas some authors have suggested that the FFF type is a common diagnosis and is usually not problematic and rarely needs treatment, others believe that the flexible flat feet can result in pain and altered gait. In addition, the decrease or absent of the longitudinal arch has been reported to be associated with various injuries of the lower extremity and even in the spine.

Most attempts to classify flat foot morphology are based on the study of the arch, the heel position and foot flexibility. Usual assessment methods are observations, footprint measures, goniometric measurements and X-rays, typically based on morphology. It has been assumed that a given structural foot type will display certain functional characteristics and these, may be related to pathomechanical functions of the foot, and of the lower extremity as a whole. Nevertheless some researches have questioned the utility of static clinical measurement of the foot as a predictor of lower extremity injury.

In the sense, the baropodometry, which is being used increasingly in the evaluation of the foot, could help in the understanding of the physiological characteristics of the foot while growing, thus helping to the diagnosis, prevention and early treatment.

Objetives:

The objectives of this cross-sectional study were: To study the development characteristics in children with FFF and in children of the control group; to analyze the clinical characteristic in FFF and in feet of the control group; to know the dynamic pedobarographic profiles of FFF and in feet of the control group; to establish the differences between the neuromaturation, clinical and dynamic pedobarographic characteristics of the FFF and the feet of the control group; and to develop a functional classification of the feet in children aged between 3 and 6.

Material and methods:

The descriptive analysis of the clinical review was done in 126 children who met the inclusion and exclusion criteria (66 were children with FFF and 60 were controls). For the clinical and baropodometry analysis, each foot, left and right, was studied independently. The sample consisted of 252 feet (91 FFF and 161 controls).

The system used for the baropodometric analysis was the Footscan® Plate System, which has shown to be reliable, with high intra-class correlation coefficients. The baropodometry protocol consisted of a dynamic test, during which the child was asked to walk on the mat at a self-selected speed. For each child, a minimum of 10 passes per foot were obtained. Data were collected for ten foot segments: medial heel, lateral heel, midfoot, first to fifth metatarsal head, hallux and second to fifth toes. For each foot segment, the following pedobarograph variables

were studied: percentage of contact area, maximum pressure, peak pressure, percentage of impulse, timing of the initiation of pressure, timing of the termination of the pressure, percentage of time of foot contact, and percentage of time of the maximum pressure.

The study of the interrelationships between variables was performed using linear correlation coefficient of Pearson, and a simple linear regression between the relaxed calcaneal stance position (RCSP) and age was performed. The descriptive analysis of the sample of children and feet in both, total and by age cohort of qualitative variables was performed through frequency distribution and quantitative variables using the mean and standard deviation. To analyze the differences between groups of qualitative variables the method of the Chi-square test was used, and for the analysis of quantitative variables, the *t*-test was used, after observing the normal distribution of data. To characterize age groups relative to the cohort to which they belong (FFF cohort or control cohort) by quantitative variables, an analysis of the differences of the means by *t*-test was performed. The proportion of the categories of different variables of the age group with respect to their cohort was studied using the method of Chi-square. Cluster analysis of pedobarograph variables was performed using SPAD.N.

Results:

A statistically significant correlation between the RCSP and age was observed in our study. The study by cohorts showed a significant stronger relationship between the two variables, explaining the age, the

19% of the variability of the RCSP in the control group, and the 31% in the FFF group.

The results of the clinical review showed more presence of difficulties during childbirth and of pain, mainly in older children in the FFF. It has not been demonstrated the relationship between crawling and inadequate sitting and the presence of FFF in the children between 3 and 6 years of our sample.

In the clinical assessment, the FFF showed a decrease in the ankle dorsiflexion range of motion in younger age groups and higher values of pronation, objectified by the higher values of navicular drop and the rearfoot angle in both the total sample and by age groups. We didn't find statistically significant differences between the two cohorts in the footprint classification and in the pronation peak. However, the FFF showed a decrease heel support in the total sample and by age between 48 and 83 months.

In the study of the interrelationships between variables, we observed a positive correlation between age and pressures, percentage of impulses, percentage of contact area and percentage of time of foot contact, in the forefoot and in the hindfoot, and a negative correlation with the same variables in the midfoot. Similarly, we observed a positive correlation between weight and the same pedobarograph variables in the forefoot and hindfoot, with unproven relationship in the midfoot. In the relationship between the ankle dorsiflexion and the pedobarograph variables, we found a positive correlation in the midfoot and a negative

correlation in the forefoot and the hindfoot. With the aim of studying the effect of foot structure on the foot function in the population of children in our study, we analyzed the relationship between the RCSP and the pedobarograph variables in the foot segments, finding no relationship with the load and contact variables in the midfoot, but yes in the forefoot and hindfoot. According to our results, foot pronation presented higher loads and contacts in the central forefoot and the medial hindfoot, and lower in the first and fifth metatarsal and in the lateral hindfoot.

In the analysis of differences in the pedobarograph variables between cohorts in the total sample, we observed a greater percentage of contact area in the FFF in the hindfoot and the medial and central forefoot, and lower in the midfoot. By age group, the percentages of contact area were higher in the forefoot, with varying behaviors in the first and fifth metatarsal in terms of age, and higher in the hindfoot until 5 years old. In the midfoot, the contact area was slightly higher in the FFF except in the group of 5 years old.

In the total sample, the load is higher in the rearfoot and forefoot in the FFF, and lower in the midfoot. By age groups, the flexible flat feet had higher loads in the central metatarsals, with variations in the first and fifth metatarsal in terms of age, and in the hindfoot in younger age groups. In the midfoot, the load was lower in the FFF except for the maximum pressure at 4 and 6 years old and the percentage of impulse at 6 years old. The timing of the initiation of pressure was similar in our sample in both cohorts, happening early in the FFF in all regions except in

the midfoot. By age group, it was also similar in both cohorts, with differences in older groups, linked to increased pronation and supination of the forefoot at 5 and 6 years old respectively in the FFF. The percentage of time of foot contact in the total sample of our study was higher in the FFF in the rearfoot and forefoot, and lower in the midfoot. By age groups, the percentage of time of foot contact was higher in the forefoot, except for the lateral metatarsals between 60 and 71 months, and in the hindfoot except between 48 and 59 months. In the midfoot, the percentage of time of foot contact was lower in the FFF except for the younger and older groups.

In the study by age in each cohort, the clinical assessment showed a decreased in the pronation variables. The baropodometry analysis revealed higher variables in the forefoot and in the hindfoot, and in the midfoot lower in both cohorts with increasing age.

Cluster analysis identified seven baropodometry patterns with different clinical and baropodometric features.

Conclusions:

The pedobarograph variables were usually higher in forefoot and hindfoot in the FFF of our sample between 3 and 6 years old, and lower in the midfoot. This distribution is maintained in the study by age groups, with differences in the forefoot linked to increased pronation and supination at 5 and 6 years old respectively in the FFF.

More baropodometric studies are necessary in FFF from 6 years old, because according to the results, it could be a critical age in the differentiation between types of feet.

The results of cluster analysis show independent dynamic patterns of the clinical classification of the foot. The different behavior of the foot in static and dynamic could indicate the need for a dynamic analysis in children between 3 and 6 years old for diagnostic, and then, for treatment indication or monitoring purposes.

Key words: Flexible flat foot, Baropodometry, relaxed calcaneal stance position, medial longitudinal arch.

ÍNDICE

ÍNDICE

1. El tobillo y el pie	41-96
1.1. Organización estructural y funcional del tobillo y del pie	45-50
1.2. Cinemática del tobillo y el pie.....	50-55
1.3. Comportamiento del pie en cadena cinética cerrada	55-61
1.4. Desarrollo y modificaciones del pie durante el crecimiento....	61-64
1.5. Características específicas de la marcha infantil.....	65-74
1.6. Valoración clínica y biomecánica del miembro inferior.....	74-83
1.6.1. Inspección visual.....	75-77
1.6.2. Mediciones clínicas goniométricas.....	77-82
1.6.2.1. Posición relajada del calcáneo en carga.....	78-79
1.6.2.2. Ángulo de pronación.....	79
1.6.2.3. Altura del arco.....	80
1.6.2.4. Navicular drop.....	80-81
1.6.2.5. Flexión dorsal de tobillo.....	81
1.6.2.6. Ángulo poplíteo.....	82
1.6.3. Pruebas de imagen.....	82-83
1.7. Análisis de la marcha.....	83-96
1.7.1. Instrumentos de medida de fuerza.....	86-87
1.7.2. Instrumentos de medida de presiones.....	88-96
1.7.2.1. Plataformas de distribución de presiones.....	90-91
1.7.2.2. Plantillas instrumentadas.....	91
1.7.2.3. Parámetros que estudian los dispositivos de medición de presiones.....	91-92
1.7.2.4. Factores relacionados con las variaciones baropodométricas.....	93-96

2. Pie plano valgo flexible infantil.....	97-127
2.1. Prevalencia.....	105-107
2.2. Sintomatología.....	107-111
2.3. Tratamiento.....	111-119
2.3.1. Tratamiento conservador.....	113-118
2.3.2. Tratamiento quirúrgico.....	118-119
2.4. Características específicas de la marcha en el PPVF.....	120-127
3. Hipótesis y objetivos.....	129-131
4. Material y métodos.....	133-159
4.1. Descripción del estudio.....	135-144
4.1.1. Población diana y proceso de reclutamiento.....	135-137
4.1.1.1. Criterios de inclusión.....	136
4.1.1.2. Criterios de exclusión.....	136-137
4.1.2. Criterios de selección de los grupos.....	137-144
4.2. Descripción de las variables y metodología empleada para su obtención.....	144-156
4.2.1.1. Variables independientes.....	145-148
4.2.1.2. Variables dependientes.....	148-156
4.3. Métodos de recogida de la información y métodos estadísticos.....	157-159
5. Resultados.....	161-246
5.1. Resultados de la correlación entre la PRCC y la edad.....	165-166
5.1.1. Correlación entre la PRCC y la edad en la muestra total.....	165
5.1.2. Regresión lineal entre la PRCC y la edad por cohortes.....	165-166

5.2. Resultados de la entrevista clínica.....	167-168
5.3. Resultados de la valoración clínica.....	169-174
5.3.1. Análisis de los resultados de la podoscopia.....	169-170
5.3.2. Análisis de los resultados de la exploración clínica goniométrica.....	171-174
5.4. Resultado del análisis baropodométrico.....	175-246
5.4.1. Correlación entre la edad, el peso, la FD de tobillo con rodilla en extensión y la PRCC, y las variables baropométricas.....	175-179
5.4.2. Análisis baropodométrico descriptivo y características diferenciales entre cohortes en la muestra total y por grupos de edad.....	180-212
5.4.2.1. Variables de contacto.....	180-184
5.4.2.2. Variables de carga.....	185-195
5.4.2.3. Variables temporales.....	196-211
5.4.2.4. Variables del patrón de marcha.....	212
5.4.3. Caracterización de las dos cohortes, PPVFI y control por grupos de edad.....	213-225
5.4.3.1. Caracterización de la cohorte PPVFI por grupos de edad.....	213-219
5.4.3.2. Caracterización de la cohorte control por grupos de edad.....	219-225
5.4.4. Clasificación funcional de los pies de la muestra total.....	226-246
6. Discusión.....	247-325
6.1. Elección de la muestra.....	249-250
6.2. Clasificación de la muestra.....	251-256

6.3. Resultados de la historia clínica.....	257-259
6.4. Resultados de la valoración clínica.....	259-265
6.5. Resultados del análisis baropodométrico.....	265-325
6.5.1. Factores relacionados con las variaciones baropodométricas.....	265-280
6.5.1.1. Factores antropométricos.....	266-270
6.5.1.2. Factores funcionales.....	270-272
6.5.1.3. Factores estructurales.....	272-279
6.5.1.4. Factores metodológicos.....	279-280
6.5.2. Análisis baropodométrico descriptivo y características diferenciales entre cohortes (PPVFI y grupo control).....	280-309
6.5.2.1. Variables de contacto.....	282-285
6.5.2.2. Variables de carga.....	286-297
6.5.2.3. Variables temporales.....	298-309
6.5.3. Caracterización de las cohortes , PPVFI y control, por grupos de edad.....	310-316
6.5.4. Clasificación funcional de los pies de la muestra total.....	316-325
7. Conclusiones.....	327-331
8. Bibliografía.....	333-353
9. Anexos.....	355-367

GLOSARIO DE ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

GLOSARIO DE ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

ALE	Arco longitudinal externo
ALI	Arco longitudinal interno
AR	Artritis reumatoide
ASA	Articulación subastragalina
CCI	Coefficiente de correlación intraclase
FD	Flexión dorsal
FP	Flexión plantar
IMC	Índice de masa corporal
IPP	Índice postura pie
MP	Mediopié
MTF	Metatarsofalángica
MT	Metatarsiano
MTs	Metatarsianos
Max P	Máxima presión
ND	Navicular drop
p-FFP	Pediatric flat foot proforma
PPV	Pie plano valgo
PPVF	Pie plano valgo flexible
PPVFI	Pie plano valgo flexible infantil
PPVR	Pie plano valgo rígido
PP	Pico de presión
PRCC	Posición relajada del calcáneo en carga
R	Coefficiente de correlación lineal de Pearson
RL	Retropié lateral
RM	Retropié medial

SD	Desviación estándar
SNC	Sistema nervioso central
TDP	Tercio distal de la tibia
TS	Tríceps sural
\bar{X}	Media
% C	Porcentaje de contacto
% I	Porcentaje de Impulso
% TA	Porcentaje de tiempo de apoyo
% TMP	Porcentaje de tiempo de máxima presión

EL TOBILLO Y EL PIE

1. EL TOBILLO Y EL PIE

El tobillo y el pie constituyen una región de suma importancia en el aparato locomotor, siendo la primera forma de interacción del cuerpo con el suelo. Este hecho condiciona que se le reconozca como un órgano sensorial imprescindible en la protección y en el control de la extremidad inferior, así como en la postura y en el control de la misma⁽¹⁾, jugando un papel muy importante en la propiocepción⁽²⁾. Sin embargo, como estructura de carga, la función del pie se considera más eficiente en dinámica que en estática⁽³⁾, siendo el encargado de inducir el movimiento⁽²⁾.

La estructura tridimensional bicóncava del pie confiere al mismo la capacidad de desarrollar el movimiento característico del ser humano⁽⁴⁾. La marcha es definida como un tipo de movimiento bípedo caracterizado por la inestabilidad, en la que una secuencia de movimientos rítmicos, repetidos y alternantes del tronco, de los miembros superiores e inferiores y de la pelvis, lleva a una locomoción hacia delante, con la progresión anterior del centro de gravedad⁽⁵⁾. La flexibilidad del pie permite la amortiguación del impacto y la adaptación a las irregularidades del terreno⁽⁶⁻¹¹⁾, mientras que su comportamiento como una palanca rígida para soportar las elevadas fuerzas, propulsa el cuerpo hacia delante durante la fase de despegue del pie⁽¹²⁾.

La eficacia de la locomoción bípeda del ser humano depende además, de la integridad anatómica y funcional de un sofisticado sistema de control, el sistema nervioso^(5, 13), que permite equilibrar un centro de gravedad alto y oscilante sobre una superficie de apoyo reducida⁽¹³⁾.

La bipedestación y la marcha imponen al sistema nervioso central (SNC) dificultades en el control de la postura y el equilibrio para el mantenimiento de las mismas⁽¹³⁾. Para el control postural estático y dinámico, y de los movimientos en general, el SNC recibe información sensorial consciente e inconsciente a través de receptores musculares y cutáneos de la extremidad inferior^(12, 14) y la retroalimentación generada por estos receptores, condiciona una constante fuente de información para la carga, la cinemática articular, y la distribución de presiones en la superficie de la planta del pie⁽¹⁴⁾.

Así, durante la marcha, el SNC y el aparato locomotor funcionan de manera sincrónica asegurando un desplazamiento mínimo del centro de gravedad, transfiriendo energía entre segmentos, optimizando y controlando los momentos de fuerza y utilizando complejos mecanismos de recuperación de energía⁽¹³⁾. Además, permiten una secuencia e intensidad de acción optimizada de las diferentes estructuras implicadas. Se considera que alteraciones en algún segmento de este mecanismo cinético podrían condicionar desviaciones del patrón de marcha normal, y ser por tanto la causa de las alteraciones multifactoriales de la marcha⁽⁵⁾.

1.1. ORGANIZACIÓN ESTRUCTURAL Y FUNCIONAL DEL TOBILLO Y EL PIE

El tobillo está compuesto por la articulación de la tibia, el peroné y el astrágalo (articulación suprastragalina), constituyendo todos los huesos distales a esta articulación el pie. Se considera al astrágalo como un hueso del tobillo y del pie con un papel esencial en la cinesiología de toda la extremidad inferior.

El pie puede describirse en tres unidades funcionales: el retropié, el mediopié y el antepié. El retropié comprende el astrágalo y el calcáneo, el mediopié está compuesto por los huesos del tarso (escafoides, cuboides y las tres cuñas), y el antepié incluye los metatarsos y las falanges. La articulación subastragalina (ASA) es parte del retropié, la articulación tarsiana transversa (astragaloescafoidea y calcaneocuboidea) y las articulaciones intertarsianas son parte del mediopié; y las articulaciones tarsometatarsianas y el resto de las articulaciones distales forman parte del antepié⁽¹⁵⁾.

La bóveda plantar se encuentra sostenida por tres arcos, arco transverso, arco longitudinal interno (ALI) y arco longitudinal externo (ALE) que se apoyan en el suelo a través de las tuberosidades plantares del calcáneo, la cabeza del primer metatarsiano (MT) ayudado por los dos sesamoideos, y la cabeza del quinto MT⁽⁶⁾.

La importancia de estos arcos radica en sus funciones de amortiguación, estabilización y generación de propulsión en las actividades del ser humano. El arco transverso se comporta como un

muelle corto pero flexible. Está formado por el cuboide y las tres cuñas, y se continúa hasta la base de los metatarsianos (MTs), desapareciendo en los pies normales en las cabezas de los MTs, de modo que las cabezas de los cinco MTs contactan con el suelo durante la carga⁽¹⁵⁾. El ALE, es un arco mucho más rígido que se encarga de transmitir el impulso motor del tríceps sural (TS). Se comporta como un muelle corto, duro y resistente que soporta una presión importante. Está constituido por el quinto MT, el cuboide y el calcáneo, y su distancia al suelo es aproximadamente de 3-5mm⁽⁶⁾. El ALI se comporta como un muelle largo y flexible, que se alarga bajo carga, gracias a su flexibilidad, secundaria a la movilidad del astrágalo sobre el calcáneo. Está formado por el primer MT, la primera cuña, el escafoide, el astrágalo y el calcáneo, y se considera fisiológico cuando presenta una distancia al suelo de 15-18mm⁽⁶⁾. Es, junto con otras estructuras adicionales como la almohadilla grasa plantar, la fascia plantar superficial y los huesos sesamoideos del hallux, una estructura crítica con un papel importante en la absorción del impacto y en la transferencia de fuerzas^(11, 12). Sin esta configuración arqueada, las grandes fuerzas de acción rápidas que se producen por ejemplo durante la carrera, podrían superar la capacidad fisiológica de los huesos para soportar la carga.

Existen dos modelos para describir el funcionamiento del ALI, ambos válidos y demostrables desde el punto de vista clínico, el modelo de barra y el modelo de braguero⁽¹⁵⁾. El primero considera al arco como una barra curva constituida por uniones interconectadas cuya estabilidad depende de las interrelaciones entre articulaciones y ligamentos, donde se producen fuerzas de tensión en la superficie

inferior de la barra, mientras que las fuerzas de compresión están concentradas en la superficie superior. El modelo del braguero sostiene que el arco tiene una estructura triangular con dos puntales conectados en la base por una cuerda de tensión. Los puntales están bajo compresión, y la cuerda se encuentra bajo tensión. La estructura que corresponde a la cuerda de tensión es la fascia plantar, que originada en la tuberosidad interna del calcáneo, se extiende hacia las articulaciones tarsianas, tarsometatarsianas y metatarsofalángicas para insertarse en la lámina plantar metatarsofalángica y los ligamentos colaterales, y en los sesamoideos. La flexión dorsal (FD) de las articulaciones metatarsofalángicas tracciona la fascia plantar y provoca elevación del arco por un mecanismo conocido como “efecto de torno”. Este efecto es el responsable de la elevación del ALI durante el ciclo de marcha, donde la dorsiflexión pasiva de los dedos producida cuando el cuerpo rueda sobre el pie, tensa la fascia y acorta la distancia entre los MTs y el talón. La tracción sobre la fascia plantar ayuda además a invertir el calcáneo gracias a su inserción en la cara plantar interna⁽¹⁵⁾.

Aunque se considera a la articulación astragalonavicular y a los tejidos conjuntivos asociados, como la piedra angular de este arco^(12, 16) el mecanismo de soporte de la bóveda del pie es un tema controvertido. La teoría más aceptada mantiene que el ALI del pie sano se sostiene mediante dos fuerzas primarias: la fuerza pasiva resultado de la combinación de elasticidad y resistencia a la tracción de los tejidos conjuntivos, y de la forma de los huesos; y la fuerza activa de los músculos. Las fuerzas pasivas, suelen ser suficientes para sostener el arco

en bipedesación, mientras que las fuerzas activas (los músculos intrínsecos y extrínsecos del pie) son necesarios ante acciones más dinámicas y estresantes como ponerse de puntillas, caminar o correr⁽¹²⁾. Entre los factores pasivos, se ha considerado que los tres principales contribuyentes a la estabilidad del arco en orden de importancia son la fascia plantar, los ligamentos tarsales, fundamentalmente, los ligamentos plantares y el ligamento calcáneo escafoideo plantar, que uniendo las piezas tarsales sólo permiten una escasa movilidad, contribuyendo así al sostén de la bóveda⁽¹⁵⁾. El ligamento deltoideo juega también un papel estabilizador en el arco, impidiendo al astrágalo y al escafoides bascular hacia dentro. Al actuar como un armazón, los tejidos conjuntivos sostienen y absorben el peso del cuerpo, manteniendo la altura del ALI^(12, 17).

La altura del ALI se ve disminuida durante la bipedestación por los complejos movimientos que se generan en las articulaciones, siendo los principales la pronación del pie y la rotación interna de la tibia, resultado del peso del cuerpo y de las fuerzas de reacción del suelo sobre el calcáneo, laterales al eje de rotación de la ASA. Esto favorece la alineación más horizontal del calcáneo y del primer MT, y estira los tejidos conjuntivos (en especial la fascia plantar profunda), que actúan como un tirante semiplástico al ceder un poco bajo la carga, y permitir sólo una depresión marginal del arco⁽¹⁷⁾. Liberado de la carga el arco vuelve a su altura previa y el calcáneo se mueve en inversión para recuperar su posición neutra. La estabilidad del ALI puede ser determinada por tanto, por el grado de deformación del mismo durante la bipedestación.

La bipedestación sobre unos pies sanos requiere poca o ninguna actividad de los músculos intrínsecos y extrínsecos del pie. La contribución activa de los músculos es solicitada sólo como apoyo secundario ante cargas pesadas cuando estamos de pie, o ante la ausencia de un sostén inherente en el arco secundario al sobreestiramiento, insuficiencia o hiperlaxitud de los tejidos conjuntivos^(6, 12, 18). Esta teoría explicaría la patomecánica del pie plano traumático secundario a rotura del ligamento calcaneonavicular y/o la mayor actividad de la musculatura intrínseca y extrínseca en personas con pie plano durante la marcha, indicando un soporte contingente del arco por la musculatura⁽¹⁹⁾. La primera línea de defensa serían por tanto las estructuras pasivas, requiriendo sólo la acción dinámica de los músculos (músculos intrínsecos del pie, aunque el tibial posterior tenga un rol principal) ante una fuerza aguda, pesada y transitoria, como las que se producen en la fase de despegue de la marcha, o durante la realización de una actividad^(16, 20).

Otras líneas de trabajo otorgan sin embargo más importancia al soporte activo en el mantenimiento del ALI, entendiendo que el mantenimiento de la forma normal del arco del pie resulta del control dual ejercido por la elasticidad pasiva de los ligamentos y por la actividad contráctil de los músculos intrínsecos como el abductor del hallux, y extrínsecos como el tibial posterior⁽¹⁷⁾, lo que explicaría además el desarrollo de un pie plano traumático ante la insuficiencia de este músculo⁽²¹⁾. Esta teoría presenta sin embargo una limitación importante, la imposibilidad de la musculatura para funcionar y proveer de fuerza de soporte para el esqueleto incansablemente, lo que puede generar

fatiga ante un trabajo excesivo, dejando los arcos del pie sin su defensa dinámica⁽⁶⁾.

1.2. CINEMÁTICA DEL TOBILLO Y DEL PIE

El movimiento del pie respecto a la pierna es el resultado de la suma de movimientos que se producen en la tibia, el peroné, los huesos del tarso, los huesos del metatarso y las falanges. Aunque los movimientos del tobillo y del pie se definen operativamente en los planos cardinales del cuerpo (FD y flexión plantar (FP) en plano sagital, eversión e inversión, en el plano frontal, y abducción y aducción, en el plano transversal), las principales articulaciones de esta región, presentan ejes de movimiento oblicuos a los ejes ortogonales estándares, produciéndose los movimientos fuera de los tres planos cardinales pero cruzando los mismos. El movimiento resultante es definido como tridimensional, es decir, como un movimiento con eje único, suma de los movimientos en los tres planos, con una combinación específica de elementos individuales invariables^(12, 15).

Los términos empleados para describir adecuadamente estos movimientos, son la supinación y la pronación; siendo la supinación, la combinación de la FP, aducción e inversión, y la pronación, la combinación de la FD, abducción y eversión. Las proporciones de los componentes de estos movimientos son sin embargo variables en las diferentes articulaciones en función de la inclinación de los ejes de rotación. Así, en la articulación del tobillo, pese a que la oblicuidad de su eje implica los movimientos de pronación y supinación, su inclinación

mínima hace que los componentes principales de los movimientos sean la FD y la FP. La dirección de este eje junto con la estructura de la articulación, restringen el movimiento del astrágalo en el plano transversal y coronal, lo que aporta estabilidad a la articulación, y permite que el momento de fuerza producido en la parte inferior de la pierna se transmita a través de la articulación del tobillo a la ASA provocando la pronación o supinación de esta.

La orientación general del eje de la ASA hace que sólo dos de los tres componentes principales de la pronación y supinación sean fácilmente evidentes, la inversión y eversión, y la aducción y abducción⁽²²⁾, considerándose insignificante el movimiento de FD y FP. De esta forma la combinación de las articulaciones del tobillo y de la ASA, logran libertad de movimiento en los tres planos.

La articulación del tobillo participa principalmente en la progresión anterógrada durante la marcha, mientras que la ASA libera la parte inferior de la pierna para rotar en el plano transversal o balancearse en el plano coronal sin necesidad de que el pie se mueva del suelo. La ASA puede ser interpretada como una bisagra que conecta un elemento vertical con un elemento horizontal, la pierna con el pie, influyendo su movimiento y su posición en la función del pie y en la alineación de la extremidad inferior⁽²³⁾; así, la rotación interna de la pierna se correlaciona con la eversión de la ASA, mientras que la rotación externa con la inversión⁽⁶⁾. Se considera a esta articulación responsable de las modificaciones en la curvatura de la bóveda plantar, lo que permite dotar al pie de una plataforma flexible o rígida

en función de la fase de la marcha⁽¹⁵⁾, proporcionando una adecuada amortiguación que mitiga las fuerzas de reacción del suelo, y dando lugar a una marcha sinusoidal, elástica y suave⁽²⁴⁾.

La ASA controla tanto la posición del retropié como indirectamente la estabilidad de las articulaciones más distales, sobre todo de la articulación transversa del tarso (o articulación de Chopart), que contribuye también a los movimientos de pronación y supinación del pie, amplificando el movimiento del tobillo y del retropié. En esta articulación, se describen dos ejes de movimiento, uno longitudinal en la articulación astrágaloescafoidea, similar al eje de la ASA, y otro oblicuo, en la articulación calcáneocuboidea, más similar al eje del tobillo. Por este motivo, el movimiento que se produce en el eje longitudinal contribuye a la inversión y eversión de la ASA, mientras que el movimiento sobre el eje oblicuo completa la FP y FD de la articulación del tobillo⁽¹⁵⁾.

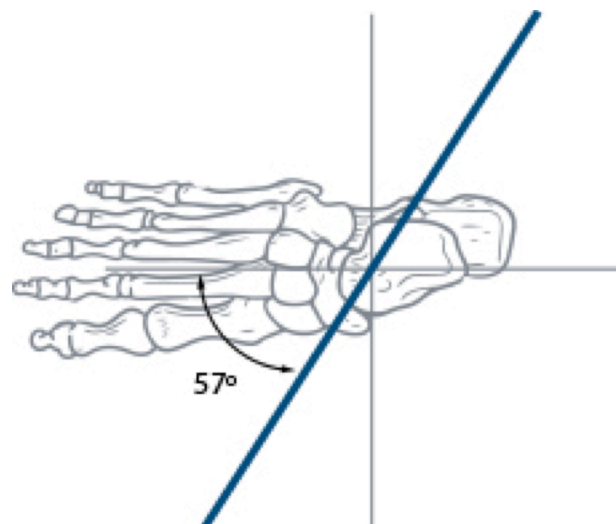


Figura 1 : Vista superior de los huesos del pie.

Los movimientos de pronación y supinación de la ASA dirigen los movimientos en la articulación mediotarsiana en un patrón constante⁽¹²⁾. Los ejes de la articulación calcaneocuboidea y astragaloescafoidea convergen durante la supinación de la ASA, bloqueando la articulación tarsiana transversa y generando rigidez en el mediopié^(12, 25). Durante la supinación de la ASA, las fuerzas de inversión y aducción generadas por el calcáneo y que se aplican al cuboides, se transmiten al escafoides y al astrágalo, facilitando más la supinación. El bloqueo del mediopié es importante ya que aporta rigidez al pie y facilita el avance mecánico desde el periodo de apoyo plantar hasta el despegue. Los ejes de la articulación tarsiana transversa pasan a ser paralelos ante la eversión de la ASA, desbloqueándose así la articulación y flexibilizándose el mediopié para permitir la adaptación a las irregularidades del terreno^(12, 25).

El movimiento del resto de las articulaciones que forman el mediopié, las articulaciones intertarsianas (articulaciones escafoidocuneales, intercuneales, escafoideocuboidea y cuboidocuneal), está limitado sólo a unos pocos grados, pero contribuyen a la pronación y supinación del resto del pie⁽¹⁵⁾. Son articulaciones muy congruentes, cuya función principal parece ser el aporte de estabilidad al mediopié mediante la formación del arco transversal⁽¹²⁾.

En la región del antepié, la flexibilidad de las articulaciones tarsometatarsianas (o articulación de Lisfranc), permite los movimientos de inversión y eversión del antepié de forma independiente al retropié. Se las consideran articulaciones de transición de las cargas, que

trabajan conjuntamente con el objeto de adaptar el apoyo MT a la superficie del suelo⁽⁶⁾, variando la cantidad de movimiento en función de los dedos.

La primera articulación tarsometatarsiana aporta un elemento de flexibilidad al ALI, siendo su movimiento en los planos transversal y frontal pequeño, y combinándose en el plano sagital con el del primer dedo. El movimiento resultante del primer radio, que combina la FP con la abducción y la eversión, y por lo tanto no contribuye a la pronación o supinación, difiere del movimiento tridimensional del tobillo, de la ASA y del mediopié. Durante la etapa final de la fase de apoyo de la marcha, esta articulación presenta 10° de FP gracias al peroneo largo, generando una torsión pronadora del antepié⁽¹²⁾. Lo contrario ocurre (torsión supinadora) cuando la fuerza de reacción del suelo empuja la parte media del pie en sentido dorsal. Estas torsiones permiten al pie la acomodación y adaptación a terrenos variables y además, el suficiente empuje y despegue desde el borde interno durante la marcha, convirtiéndose así el pie humano en el único entre los primates con una relativa estabilidad de la columna medial adaptada para la marcha bípeda y a la propulsión⁽²⁶⁾.

El segundo radio presenta menos movilidad, formando pilar central estable a través del pie gracias a su configuración. La base del segundo MT se encuentra superpuesta sobre el mediopié, entre los cuneiformes medial y lateral, y se estabiliza a través de un fuerte ligamento (ligamento de Lisfranc) que conecta la base del 2º MT con la 2ª cuña. Esta estructura aporta estabilidad central al ALI, lo que le permite

participar como una palanca rígida en la etapa final de la fase de apoyo de la marcha⁽¹⁵⁾.

Las articulaciones metatarsofalángicas, completadas desde el punto de vista biomecánico por las interfalángicas, constituyen las articulaciones de movimiento junto con el tobillo, debido a su especial función durante el desarrollo de la marcha⁽⁶⁾. La 1ª articulación metatarsofalángica (MTF) presenta una mayor FD que el resto, pudiendo alcanzar los 85º, ya que algunas actividades como la marcha requieren grados elevados de este movimiento. El hallux además, aporta estabilidad a la cara medial del pie gracias al “efecto de torno” de la fascia plantar mencionado anteriormente⁽¹⁵⁾. Las articulaciones interfalángicas, con un solo grado de libertad en el plano sagital, tienen un papel biomecánico fundamental como estabilizadores de los MTs durante la marcha, constituyendo los últimos puntos de apoyo y propulsión antes de la fase de despegue⁽⁶⁾.

1.3. COMPORTAMIENTO DEL PIE EN CADENA CINÉTICA CERRADA

El pie funciona frecuentemente en cadena cinética cerrada, es decir, fijo en el suelo mientras el cuerpo se mueve sobre él, como ocurre durante la marcha o la carrera, pudiendo ser esta relación cinética la causa de muchas quejas de dolor y disfunción en el pie, en el tobillo, en la rodilla, o en la cadera⁽²⁴⁾.

La función de la ASA como articulación encargada de transmitir el movimiento del pie a la pierna o viceversa es crítica en cadena cinética cerrada. Con el pie fijo en el suelo, esta articulación prona o supina permitiendo el movimiento de los segmentos proximales sobre los segmentos distales. La pronación de la ASA se asocia con una rotación medial de la tibia que arrastra el astrágalo medialmente en la mortaja sobre el calcáneo, evertiendo el calcáneo y empujando éste, al cuboides y al escafoides en abducción y eversión. El movimiento del retropié está conectado por tanto con el movimiento de la pierna y del antepié⁽²⁷⁾.

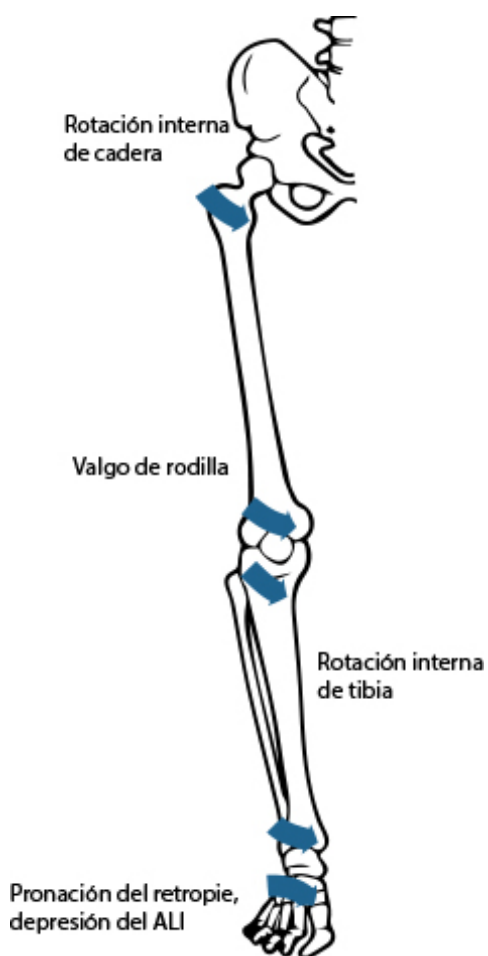


Figura 2: Cadena cinética cerrada.
Pronación del pie.

Biomecánicamente, la pronación del pie, y la rotación medial de la tibia asociada, facilitan la flexión de rodilla, y más proximalmente la rotación interna de cadera^(15, 23). De esta forma, la respuesta normal del pie al contacto inicial durante la marcha, permite acomodar la extremidad inferior al suelo aumentando la flexibilidad y la capacidad de absorción del impacto. No obstante, ni la magnitud, ni el momento en el que se produce el movimiento del pie es directamente paralelo al movimiento de la tibia. Algunos autores consideran sin embargo

que parte de los movimientos del pie son absorbidos sin transmitirse directamente a la tibia; aunque la carrera parece aumentar esta correlación entre el movimiento del pie y la tibia, sugiriendo una relación más directa⁽¹⁵⁾.

Por otro lado, la supinación de la ASA con inversión del calcáneo con el pie en apoyo, producida normalmente durante la fase media del apoyo cuando la pierna rota sobre el pie y comienza el despegue, se asocia con rotación lateral de la tibia e incluso de la cadera, haciendo el pie y el resto de la extremidad inferior más rígido^(15, 23).

La relación biomecánica de los segmentos corporales en cadena cinética cerrada condiciona que la posición del pie influya sobre estructuras proximales, generando tanto la eversión unilateral como bilateral, pequeños cambios en la alineación de la pelvis. Además, la relación de esta con la columna lumbar determina cambios incluso sobre la columna vertebral⁽²⁴⁾.

Parece por tanto que una inadecuada o excesiva pronación o supinación de la ASA, puede desencadenar alteraciones en el pie, en la

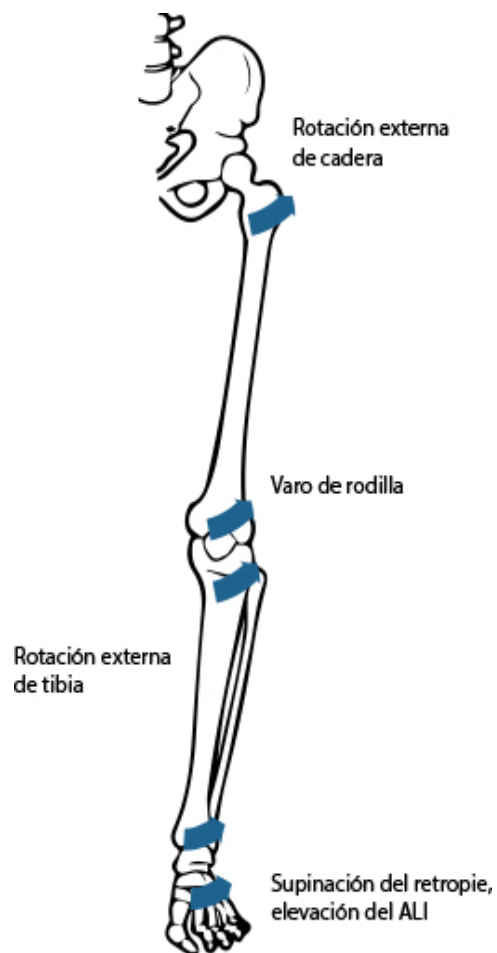


Figura 3: Cadena cinética cerrada. Supinación del pie.

rodilla, en la cadera e incluso en la columna vertebral derivadas de las relaciones mecánicas entre el pie y el resto de la extremidad inferior durante la carga. Se ha propuesto como mecanismo lesivo la propagación de mecanismos funcionales anormales proximalmente⁽²⁸⁾.

Así, una pronación excesiva o prolongada del pie retrasa la rotación externa de la tibia e interrumpe el ritmo entre la extensión de rodilla y la supinación del retropié. Este modelo patomecánico distal-proximal se ha asociado con el desarrollo de lesiones en la extremidad inferior como aumento de tensión de los tejidos blandos, fascitis plantar, fracturas de estrés, síndrome de estrés tibial interno o lesiones del ligamento cruzado anterior^(23, 29, 30). Se ha considerado que la rotación interna tibial y femoral, resultado de la pronación excesiva del pie, genera una rotación interna de rodilla, que desplaza la rótula lateralmente, y aumenta la compresión en el compartimento lateral de la rodilla condicionando el desarrollo de un síndrome patelo-femoral^(23, 29). Más proximalmente, el aumento de la rotación interna de cadera puede causar un exceso de presión en la cabeza femoral sobre la porción posterior del acetábulo dando lugar a una anteversión de la pelvis e hiperlordosis lumbar⁽²⁴⁾.

En los casos en los que la pronación excesiva de la ASA es asimétrica, se produce además, un acortamiento de la extremidad inferior y una rotación de la columna lumbar hacia el pie más pronado⁽³⁰⁾, dando lugar a alteraciones en la alineación de la pelvis que pueden condicionar a su vez una escoliosis^(24, 31). Estas posiciones se han sugerido como mecanismo que aumenta el estrés en los músculos de la

pelvis y la cadera, en la articulación sacro-iliaca y en la columna lumbar, así como favorecedoras de la inestabilidad lumbosacra⁽³⁰⁾. Los cambios funcionales asociados a una excesiva pronación del pie, pueden condicionar, por tanto, un importante estrés, aunque los cambios derivados de la posición del pie parecen ser menores cuanto más distales se encuentren de este⁽²⁴⁾.

Sin embargo, a pesar del desarrollo teórico de este mecanismo patomecánico, la contribución del pie en el desarrollo de lesiones por sobresolicitación no es clara⁽³⁰⁾. Una revisión sobre la contribución proximal y distal en lesiones de la extremidad inferior del 2012, concluye, que a pesar de que tradicionalmente la pronación excesiva del pie se ha relacionado con el desarrollo de numerosas patologías del miembro inferior, existe falta de evidencia prospectiva. A pesar de esta limitación de evidencia, se sugiere que la pronación excesiva del pie aumenta el riesgo de desarrollar dolor en la extremidad inferior relacionado con el ejercicio y con el síndrome de estrés medial de la tibia, pero no ha demostrado ser un factor de riesgo para el desarrollo de tendinitis de Aquiles, dolor en la región anterior de la rodilla⁽¹⁵⁾, dolor patelofemoral y síndrome de fricción de la bandeleta iliotibial. Incluso propone que la pronación puede tener un efecto protector contra el desarrollo de fracturas de estrés tibiales y femorales⁽³⁰⁾.

Recientemente, se ha relacionado además el papel de las estructuras proximales en la función biomecánica y en el desarrollo de lesiones en la extremidad inferior en cadena cinética cerrada, con evidencia de la fuerza del complejo muscular lumbo-pélvico y de

cadera en el control del movimiento más distal. Disfunciones en esta musculatura se han implicado en el desarrollo de lesiones en la extremidad inferior, muchas de las cuales han sido antes atribuidas a la pronación excesiva del pie⁽³⁰⁾. En una revisión reciente⁽³⁰⁾, se concluye que la reducción del “*core stability*” (debilidad de los abductores y rotadores externos de cadera y un control neuromuscular pobre del complejo lumbo-pélvico), estaría implicado en el desarrollo de lesiones por sobresolicitación que afectan al pie, y al tobillo, que generan dolor patelofemoral, síndrome de fricción de la bandeleta iliotibial y lesiones del ligamento cruzado anterior⁽³⁰⁾.

La marcha y la carrera requieren una activación tónica de la musculatura profunda de la región lumbopélvica como es el transverso del abdomen, y una actividad fásica de músculos globales. Durante el apoyo de talón, se producen picos de activación de ambos grupos musculares que atenúan las fuerzas que se transmiten a través de la extremidad inferior a la columna vertebral y que controlan la posición de la pelvis en el plano frontal y sagital. El momento de aducción femoral producido en la cadera, genera una demanda elevada en los músculos laterales particularmente en el apoyo monopodal que junto con el cuadrado lumbar estabilizan el tronco sobre la extremidad inferior y mantienen la posición de la pelvis⁽³²⁾.

Las investigaciones de los cambios cinemáticos asociados a un pobre “*core stability*” proponen un modelo patomecánico de aducción y rotación interna femoral que genera un valgo de rodilla, es decir un modelo patomecánico proximal-distal. Este modelo puede

tener además implicaciones biomecánicas más distales que incluyen la pronación excesiva del pie y otros posibles mecanismos lesivos en pie y pierna. La evidencia de efectividad en el manejo de las lesiones del miembro inferior con programas de fortalecimiento de la musculatura de cadera, soporta el papel de la disfunción proximal en el desarrollo de lesión en el miembro inferior⁽³⁰⁾.

1.4. DESARROLLO Y MODIFICACIONES DEL PIE DURANTE EL CRECIMIENTO

El sistema musculoesquelético está sujeto a un proceso muy importante de cambio tanto de las estructuras musculares como de las óseas durante toda la infancia. El inicio de los movimientos coordinados causa fuerzas de compresión y de tensión que favorecen el adecuado desarrollo de los huesos y músculos para futuras cargas, propiciando la adquisición de la bipedestación y de la marcha⁽³³⁾. La consecución de estos hitos, condiciona a su vez el desarrollo de las estructuras del pie, lo que facilita además, el desarrollo del resto del sistema musculoesquelético^(33, 34). La forma facilita la función, y la función sigue a la forma.



El pie del recién nacido presenta unas características específicas, determinadas por la ausencia de un ALI visible, la inclinación del calcáneo en valgo, y la gran flexibilidad, derivada de

Figura 3: Pie de un recién nacido.
Vista dorsal

la laxitud ligamentosa propia de la niñez y de la constitución mayoritaria de tejido cartilaginoso⁽³⁵⁻³⁷⁾. Se denomina pie plano flexible infantil, es fisiológico y está presente en la mayor parte de los niños pequeños cuando el niño comienza a enderezarse, evolucionando con la edad⁽³⁸⁾. Este hecho puede explicar la elevada prevalencia de pie plano valgo durante los primeros años de vida en algunos estudios, y hace muy complicado el diagnóstico del pie plano patológico en edades tempranas⁽³⁹⁾.

La ausencia del ALI en el pie pediátrico es consecuencia de la eversión del calcáneo y fundamentalmente de la presencia de la almohadilla grasa plantar en el margen medial del mediopié que amplía el área de carga de la superficie plantar, y protege así el pie de la sobrecarga reduciendo las presiones sobre el tejido cartilaginoso hasta que el esqueleto se



Figura 4: Pie de un recién nacido. Vista plantar.



Figura 5: Pie de un niño de 2 años. Vista plantar.

haya adaptado a las cargas verticales durante la bipedestación y la marcha^(7, 34). La reducción de la grasa plantar, y el desarrollo de los huesos del retropié que favorece la disminución del componente plano valgo condicionan el desarrollo del ALI con el crecimiento⁽³⁴⁾. La severa inclinación en valgo del retropié en los recién nacidos evoluciona durante el primer y segundo año de vida, hacia una posición neutra hacia los 3 años de edad⁽⁷⁾. En esta

progresión parecen intervenir la plasticidad del tejido cartilaginoso y a la combinación de las cargas estáticas y de actividad muscular producidas durante la bipedestación y la marcha^(7, 34, 40); y la osificación gradual de las estructuras del pie, que puede llevar a una mejor estabilización del arco durante la carga⁽⁴¹⁾. Durante los estadios iniciales de la marcha independiente, el astrágalo, el calcáneo, y algunas de las falanges, presentan sus primeros centros de osificación parciales conectados por tejidos blandos y rodeados por tejido cartilaginoso^(2, 7). En el análisis radiológico, el pie del niño aparece como un conjunto de centros de osificación perdidos que progresivamente se transforman de cartílago a hueso. A los 6 años la mayoría de los cambios estructurales se han completado y la apariencia es similar a la del adulto^(40, 42).



Figura 6: Miembros inferiores de un niño de 2 años

La tibia vara fisiológica presente en los niños al inicio de la marcha, también condiciona una pronación del retropié al ser la única vía para que la columna medial del pie pueda alcanzar el suelo⁽³⁸⁾. Otra condición que se asocia frecuentemente con el pie pronado es el genu valgo considerado común en el desarrollo de la extremidad inferior del niño y cuya desaparición se produce normalmente a los 6 o 7 años de edad⁽⁴²⁾.

Otros factores como son la disminución de la laxitud ligamentosa propia de la niñez⁽³⁶⁾ y la maduración SNC influyen en el desarrollo del pie del niño favoreciendo el desarrollo del control muscular y del

equilibrio. La maduración del SNC se traduce en un mejor control de la extremidad inferior y una bipedestación más normalizada⁽⁴³⁾.

Las diferencias anatómicas y funcionales entre niños y adultos justifican las discrepancias en la función entre ambos^(2, 44). El desarrollo del pie se produce velozmente entre los 2 y los 6 años de edad⁽⁴⁵⁾, es más rápido en las niñas⁽⁴⁶⁾ y sin embargo no está claro cuando finaliza, variando entre estudios, entre 5 y 12 años^(34, 35). En relación al desarrollo del ALL, algunos autores consideran que está completo a los 6 años, ya que no han encontrado diferencias significativas en los valores de presión en el mediopié entre los 6 y los 10 años de edad^(7, 42). Otros estudios recogen cambios durante la edad escolar, considerando el ALL estructuralmente maduro a los 12 o 13 años de edad^(36, 47, 48). Para otros autores el crecimiento de cada individuo se produce de acuerdo a un plan genético, lo que explica que algunos niños presenten ALL conformado cuando alcanzan la bipedestación por primera vez, mientras que en otros no aparece hasta que el crecimiento está casi completo⁽⁴⁹⁾.

Todas las características específicas de la edad infantil, hacen que durante el desarrollo se consideran normales gran cantidad de formas de pie, y que la variabilidad disminuya con el crecimiento⁽⁷⁾. El conocimiento del espectro fisiológico de cambios en la extremidad inferior durante el crecimiento permite el reconocimiento precoz de las patologías y por tanto que se lleve a cabo una intervención temprana en el caso de que ésta sea necesaria⁽³⁴⁾.

1.5. CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS DE LA MARCHA INFANTIL

El desarrollo del movimiento se considera un proceso evolutivo multifactorial. Los hitos motrices adquiridos durante los 2 primeros años de vida son considerados una secuencia de diferentes etapas que se caracterizan por la adquisición de la sedestación, el gateo, y la bipedestación, hasta alcanzar uno de los hitos motrices más importantes, la adquisición de la marcha bípeda^(7, 50). La marcha independiente, patrón de gran importancia en el desarrollo motor normal del niño, se considera el primer eslabón en una serie de patrones fundamentales de movimiento, y un prerrequisito para alcanzar la carrera y el salto. Cuando el niño domina la marcha, gana independencia, pudiendo utilizar sus manos para otras tareas. Además, esta independencia en la marcha, es esencial para el normal desarrollo social, de comportamiento e incluso cognitivo del niño⁽⁵⁰⁾.

El inicio de la marcha independiente se produce generalmente entre los 12 y 14 meses de edad^(1, 43, 51), con una horquilla de unos cuatro meses entre el inicio de la marcha con ayuda de las dos manos, y el inicio de la marcha libre, de al menos siete pasos consecutivos⁽⁵²⁾. La posibilidad de adquisición de la marcha independiente, la edad y la calidad de ésta, depende de diversos factores como la estimulación del medio externo, la maduración del SNC, y el desarrollo musculoesquelético^(50, 51).

La maduración del patrón de marcha infantil se considera un proceso no lineal distinguiéndose dos fases desde el punto de vista

cinético y cinemático⁽⁴³⁾. La primera fase, que abarca los 5-6 primeros meses de marcha independiente, se consideran un proceso de integración de las limitaciones posturales en las necesidades dinámicas del movimiento de la marcha, y se caracteriza por rápidos cambios en todos los parámetros de la marcha. La segunda, más extensa, se prolonga hasta los 8 años de edad, y representa un ajuste del patrón de marcha^(1, 2, 53, 54).

La evolución de la marcha hasta los 3-4 años de edad se considera resultado del crecimiento y de la maduración del SNC^(42, 54), desarrollándose durante este periodo características relacionadas con la madurez del patrón como el aumento de la velocidad y de la duración del apoyo monopodal, la adquisición del contacto del talón, del braceo y de la flexión de rodilla durante el apoyo, o la disminución de la base de sustentación^(51, 54). A partir de esta edad, el crecimiento parece ser responsable de la mayoría de los cambios de la marcha, relacionados generalmente con parámetros espacio-temporales y correlacionados con la longitud de las piernas o la estatura, sin considerándose estas características maduras hasta que finalice el mismo⁽⁵⁴⁾. Algunos autores consideran que el patrón de marcha maduro no se alcanza hasta los 7-9 años, extendiéndose incluso hasta los 13 años, experimentando el niño antes de esa edad con su sistema neurológico y musculoesquelético, y modificando los desplazamientos de su cuerpo durante la marcha hasta conseguir un completo control neural⁽⁵¹⁾.

La marcha infantil presenta diferencias con respecto a la marcha adulta, derivadas de las cualidades anatómicas y funcionales de los niños^(2, 7, 42, 53, 54). Las características de la marcha independiente en los niños son derivadas de diversos factores como son la maduración del SNC, la experiencia motriz, los cambios en la relación músculo-grasa, el desarrollo musculoesquelético, y las dimensiones corporales⁽⁴³⁾.

Al inicio de la marcha independiente el equilibrio es pobre⁽²⁾, caracterizándose la marcha por la inestabilidad y la falta de armonía y coordinación^(1, 51). Los problemas del equilibrio en los niños pequeños se consideran tradicionalmente la mayor limitación en la maduración de la marcha⁽⁴³⁾, y están sugeridos por diferentes mecanismos compensatorios (ancha base de sustentación, posición de seguridad de los brazos, fase de doble apoyo prolongada, o mayor flexión de rodilla y cadera^(2, 43, 51) que disminuyen su participación a medida que se desarrolla el sistema somatosensorial, y mejora la postura y su control⁽¹⁾.

El análisis de las características espacio-temporales de la marcha infantil permite observar una evolución de las mismas hasta la adquisición del patrón adulto. Al inicio de la marcha independiente, los niños caminan despacio, con pasos cortos y rápidos, produciéndose un aumento importante en la velocidad de la marcha y en la longitud del paso, y una disminución del tiempo de doble apoyo y de la anchura de paso durante los primeros meses^(43, 53).

La menor longitud del paso y velocidad presentes en los niños son secundarias a la baja estatura, y su evolución es por tanto, paralela al

crecimiento^(51, 54, 55), resultado de una adaptación funcional de los miembros inferiores, y de una mayor coordinación y precisión en los movimientos⁽⁵¹⁾. Por otro lado, la cadencia muestra una relación positiva con la experiencia durante los primeros meses de marcha independiente, disminuyendo con la edad^(43, 54).

La ancha base de sustentación al inicio de la marcha independiente aumenta la estabilidad de los niños pequeños^(1, 54), y favorece además que el peso recaiga medialmente al pie, asumiendo el pie flexible del niño una posición en eversión con abducción del antepié, que es acentuada por la semiflexión de los miembros inferiores de los niños al inicio de la marcha⁽⁵⁶⁾. Esta posición se considera una ventaja mecánica durante las primeras fases del desarrollo de la marcha, ya que permite un grado de estabilización de la ASA, mientras el niño desarrolla la destreza neuromotora necesaria para controlar el pie y el tobillo. Con la maduración, la mejora de la coordinación y el equilibrio, facilitan el control del centro de masas sobre la base de sustentación y favorecen la reducción de la base de sustentación^(42, 43, 54).

El escaso equilibrio en la marcha del niño también justifica el menor apoyo monopodal con respecto a los adultos^(51, 52), que disminuye con el crecimiento, alcanzando valores similares a los adultos entre los 3,5 y 4 años de edad⁽¹⁾, sugiriendo una mejoría en el control postural⁽⁵⁴⁾. Además de las diferencias temporales con respecto a la duración de apoyo monopodal entre los niños y los adultos, se observa también una progresión en cuanto a la duración de las distintas fases del apoyo. Así,

en los niños pequeños, la fase de contacto inicial, desde el contacto del retropié hasta el contacto del primer MT, y la fase de contacto del antepié, del apoyo del primer al último MT, son cortas, mientras que la fase de pie plano, desde el apoyo del último MT, hasta el despegue del retropié, es prolongada⁽²⁾. En este sentido, el aumento de la velocidad de apoyo de la planta completa del pie y de la duración de la fase de pie plano se han relacionado con problemas de equilibrio, con el objetivo probablemente de aumentar la cantidad de tiempo que toda la planta del pie está en contacto con el suelo⁽²⁾. Con el crecimiento, las mejoras del equilibrio llevan a evolucionar hacia un patrón de talón a dedos con aumento de la duración de la fase de contacto inicial⁽²⁾.

Desde el punto de vista cinemático, la marcha inmadura presenta características diferenciales con respecto a los adultos. Los niños al inicio de la marcha independiente presentan una inclinación anterior del tronco, asociada a la ausencia de oscilación recíproca de los miembros superiores, que suele aparecer alrededor de los 2 años de edad, encontrándose estos inicialmente en abducción y flexión para favorecer el equilibrio^(2, 54). El movimiento de los miembros inferiores en la marcha infantil presenta diferencias con respecto a los adultos en los tres planos, con signos de madurez alrededor de los 3,5-4 años de edad⁽⁵⁴⁾.

A nivel distal, a diferencia del patrón adulto, donde el tobillo se encuentra en posición neutra durante el contacto inicial con el retropié, en los niños al inicio de la marcha independiente, el tobillo se encuentra en FP, dando lugar a 3 posibles patrones de contacto inicial: con el

talón, como ocurre en los adultos; con la región del mediopié, denominado también contacto inicial plantar; o con las cabezas de los MTs, contacto inicial con el antepié. Durante las primeras semanas de marcha independiente, un porcentaje elevado de los niños presentan un contacto inicial con el antepié, siendo minoritario el contacto inicial con el retropié. Durante los primeros meses de marcha independiente y favorecido por la mejoría del control del equilibrio^(2, 34, 42, 54), se produce una rápida evolución hacia el contacto inicial con el talón⁽²⁾, alcanzándolo hasta un 70% de los niños tras 5 meses de marcha independiente^(2, 7), y encontrándose desarrollado en la mayoría de los niños a los 18 meses^(2, 34, 42, 54).

Durante la fase de respuesta a la carga, la FP observada en los adultos, primer rodillo, y el momento flexor dorsal necesario para prevenir la caída del pie en el suelo, se encuentran ausentes en los niños al inicio de la marcha independiente^(53, 54), observándose su desarrollo, y por tanto la evolución desde una marcha plantígrada hacia un patrón de marcha más maduro con el crecimiento⁽⁴³⁾.

Durante la fase de apoyo inicial, tanto en adultos como en niños se produce la FD del tobillo, a través de la rotación de la pierna sobre el pie fijo en el suelo, segundo rodillo, ralentizada por el momento plantar flexor interno que favorece la absorción de energía. La máxima FD es superior y ligeramente más tardía en los niños que en los adultos. Antes del despegue, en los adultos se produce una FP del tobillo, tercer rodillo, generando a través de la contracción concéntrica del TS, la fuerza necesaria para el despegue activo del pie. En los niños sin embargo,

tanto la FP como la fuerza generada para el despegue es pequeña, siendo la FP observada en el tobillo en los niños pequeños posiblemente un reflejo de la acción de la gravedad sobre el pie⁽⁵³⁾, sin actividad en el sóleo y el gemelo externo antes del despegue en niños hasta los siete años⁽⁵⁴⁾. Durante la fase de oscilación, la FD en los niños es comparativamente pequeña, observándose un pie "caído"^(34, 42, 54).

La rotación del pie, y la línea de progresión relacionada durante la marcha, se caracteriza por numerosos cambios cualitativos durante la maduración del patrón, con ausencia del movimiento de rotación interna durante la preoscilación y aumento de la rotación externa durante la fase de apoyo por encima de los 2 años⁽⁵⁴⁾.

La flexión de rodilla producida durante el contacto inicial para proporcionar, amortiguación y disminución de la longitud efectiva del miembro en los adultos⁽⁵²⁾, es superior en los niños al inicio de la marcha independiente, con escasa relevancia sin embargo hasta los dos años⁽⁵³⁾. Esta flexión de rodilla en los niños se mantiene durante dos tercios de la fase de apoyo⁽⁵³⁾, desarrollándose la extensión previa al despegue observada en los adultos con el crecimiento y no estando bien desarrollada hasta los 4 años de edad^(43, 54). Durante el final del apoyo, la flexión de rodilla inicia la fase de oscilación, alcanzando en los adultos la máxima flexión durante el primer tercio de la misma, extendiéndose posteriormente de forma pasiva. En niños, la máxima flexión de rodilla, mayor que en los adultos, se alcanza de forma más tardía, extendiéndose la rodilla pasivamente durante el resto de la oscilación⁽⁵³⁾.

A nivel de la cadera, se considera que los cambios en la flexo-extensión dinámica con la edad son mínimos, observándose la flexión de cadera durante el contacto inicial tanto en adultos como en niños, aunque menor en estos últimos⁽⁵⁴⁾. El posterior momento extensor de cadera de la fase media del apoyo de los adultos, es también inferior en los niños pequeños, manteniéndose ligeramente flexionada durante toda la fase de apoyo⁽⁵³⁾. La fase de oscilación comienza por la activación rotacional del muslo hacia delante, gracias a la contracción concéntrica de los flexores de cadera^(52, 53), siendo tanto el momento flexor de la cadera como el pico de fuerza generada menor en los niños al inicio de la marcha independiente, y disminuyendo dicha flexión tanto en los niños como en los adultos para preparar el miembro inferior para el nuevo contacto del pie en el suelo⁽⁵³⁾.

En el plano frontal, en los niños al inicio de la marcha, de forma similar a los adultos, la cadera en la fase de contacto inicial está en posición neutra. Durante la fase inicial del apoyo, un momento aductor externo causado por las fuerzas de reacción del suelo, produce la aducción de la cadera, siendo en relación con la mayor anchura de paso, menor en los niños pequeños que en los adultos⁽⁴³⁾. Mientras que en los adultos la angulación neutra se recupera en las fases media y final del apoyo, alcanzando la máxima abducción durante el despegue, en niños pequeños, la aducción inicial de la cadera continúa durante la mayor parte del apoyo, siendo la posterior fase de oscilación, pasiva con la cadera en abducción⁽⁵³⁾. La abducción de cadera disminuye tanto en adultos como en niños durante el final de la

oscilación para posicionar la cadera correctamente para el siguiente contacto del pie⁽⁵³⁾. El patrón de rotación de cadera es similar entre 1 y 7 años, pero hay una clara preferencia hacia la rotación externa de la cadera entre 1 y 1,5 años⁽⁵⁴⁾, que junto con la menor adducción, se refleja en el ángulo de paso y en la base de sustentación^(38, 54). A partir de los dos años de edad, puede observarse en el niño un patrón de rotación externa-interna en la cadera similar al del adulto, con una disminución del ángulo de paso, y estabilizándose hacia los 4 años entre 2 y 7° de rotación externa, lo que refleja además, la evolución de las torsiones femorales, tibiales y del ángulo del cuello del astrágalo⁽⁵⁴⁾. La marcha con las puntas hacia dentro o *toe-in*, puede aparecer durante los primeros pasos del niño y suele corregirse espontáneamente hacia la edad de 7 años, considerándose su presencia posterior anormal⁽⁵²⁾.

La oblicuidad de la pelvis es ligeramente anormal hasta los 3 años de edad, con una menor elevación de la espina iliaca antero-superior ipsilateral durante el apoyo⁽⁵⁴⁾. El rango de rotación dinámica de la pelvis varía ligeramente entre 1 y 7 años, aunque con tendencia a la disminución por encima de los 3 años⁽⁵⁴⁾.

El patrón del control mecánico del movimiento al inicio de la marcha independiente, difiere del observado en adultos, donde se aprecian tanto en la cadera como en la rodilla y el tobillo, periodos de control activo y pasivo del movimiento. Durante el primer mes de marcha independiente, el control de la marcha en los niños se restringe al control activo de la cadera y pasivo de la rodilla durante el ciclo entero de la marcha, lo que parece producirse por la dificultad de los

niños en los cambios entre el control pasivo y activo del movimiento⁽⁵⁰⁾. Esto sugiere que el movimiento de la pierna al inicio de la marcha se produce principalmente en la cadera, generándose en esta articulación gran cantidad de energía, mientras que en la rodilla, la energía es principalmente absorbida. En los adultos por lo tanto, las fuerzas propulsivas se generan principalmente en el tobillo, y en menor grado en la cadera⁽²⁵⁾, no siendo la musculatura del tobillo muy eficiente para generar fuerzas propulsivas en los niños al inicio de la marcha independiente⁽⁵⁰⁾. El hecho de que la fuerza de la marcha en los niños que comienzan a caminar proceda de la cadera podría explicarse porque la fuerza de la musculatura de la cadera es superior que la del tobillo, en relación con sus experiencias previas motoras, el pataleo, la sedestación, o el gateo^(7, 50).

1.6. VALORACIÓN CLÍNICA Y BIOMECÁNICA DEL MIEMBRO INFERIOR

La valoración del pie se basa en medidas de parámetros morfológicos, normalmente en bipedestación, y en algunos casos durante la marcha⁽⁵⁷⁾. Los métodos de clasificación del tipo de pie basados en la morfología se pueden dividir en diferentes categorías: inspección visual no cuantitativa y cuantitativa, exploración goniométrica y pruebas de imagen⁽⁵⁷⁻⁶⁰⁾. En ocasiones se emplean las características funcionales del pie para describir al mismo^(57, 59). En este sentido, los laboratorios de análisis de la marcha se consideran el *gold-estándar* en la evaluación del miembro inferior; sin embargo el elevado coste y el tiempo necesario para su realización, complican su realización en la práctica clínica^(10, 61).

1.6.1. Inspección visual:

La evaluación visual es un método simple de valoración de la alineación y curvatura del pie⁽⁵⁷⁾. Pese a que se considera una guía no fiable de la patología por ser subjetiva, y con elevada variabilidad^(36, 62, 63), se ha recogido un consenso del 73,3% en la asignación de los pies a tres grupos, pronado, supinado y neutro, a través de la estimación cualitativa del ALI, la alineación del retropié, y la presencia o ausencia de prominencia astrágalo-navicular⁽⁶⁴⁾.

Además de la inspección directa del pie, el análisis visual de la huella plantar a través de una simple impresión, del podoscopio o actualmente de forma más sofisticada a través de transductores de presiones, se ha empleado también para la clasificación del tipo de pie⁽⁵⁷⁾.

El podoscopio permite el estudio visual de la interacción del pie con el suelo a través de un sistema de espejos, y pese a estar sujeto al criterio subjetivo del examinador, se usa de forma habitual en las consultas médicas y podológicas pues es barato, rápido y fácil de obtener. Su empleo permite la clasificación de la huella como normal, excavada o aplanada, y el estudio de las características del apoyo del talón⁽⁶²⁾.

Puesto que la evaluación visual es un método simple para los clínicos, se han desarrollado escalas para mejorar la baja fiabilidad

como son la escala "Índice Postura Pie" (IPP) y el "*pediatric flat foot proforma* (p-FFP)".

El IPP-6 es una herramienta clínica diagnóstica formada por seis criterios que estudian el retropié y el antepié, y los relacionan de acuerdo a los 3 planos del espacio, cuya finalidad es cuantificar la valoración visual del grado de posición neutra, pronada o supinada del pie^(61, 65). Presenta excelentes y moderados resultados de fiabilidad intraobservador e interobservador respectivamente en adultos (ICC 0,92-0,93 y 0,52-0,65)⁽⁶⁶⁾ y adolescentes (ICC 0,81-0,92 y ICC 0,69); y un acuerdo definido como perfecto y casi perfecto intrabobservador e interobservador respectivamente (Kw 0,86 y Kw 0,88) en niños entre 5 y 16 años de edad⁽⁶⁵⁾.

El p-FFP, es un instrumento para la valoración y el manejo del PPV, de mayor reproductibilidad y fiabilidad (la fiabilidad inter e intraobservador de todos los ítems es ≥ 0.7) que su versión anterior "*the paediatric flat foot clinical pathway*" (FFP) que contaba con un mayor número de ítems⁽⁶⁷⁾. Se trata de un instrumento, que combina guías clínicas⁽⁶⁸⁾, revisiones sistemáticas⁽⁶⁹⁾ y mediciones empleadas para la valoración del pie infantil, con el objetivo de diagnosticar de forma precisa los subtipos de PPV infantiles (flexible, rígido, otros)⁽⁷⁰⁾, centrándose en la presencia/ausencia de síntomas, la morfología del arco, y la posición del retropié, todos criterios usados durante años⁽⁶⁷⁾.

La huella plantar también puede ser estudiada a nivel cuantitativo a través de diferentes mediciones objetivas mediante el

fotopodograma y los sistemas informatizados^(10, 35, 57, 63, 71). Estos parámetros cuantifican la forma del pie considerando que la altura del ALI se correlaciona directamente con la forma de la huella⁽⁴⁸⁾, sin embargo parece que sólo del 4 al 15% de las variaciones en la altura del arco pueden ser explicadas por las variaciones en la huella, determinando algunos autores que los parámetros de la huella plantar sólo representan índices y ángulos de la superficie plantar del pie⁽⁶³⁾. A pesar de la discusión en este sentido, los parámetros de las huellas son ampliamente utilizados para diferenciar los tipos de pie⁽⁶³⁾, destacando entre otros el *índice de valgo*, que establece la relación o posición del calcáneo en estática con el eje longitudinal estático del pie; el *ángulo de Clarke*, que mide el ALI sobre el fotopodograma; el *índice de Chippaux-Smirak (CSI)*, que indica la ocupación del istmo plantar en una superficie lisa; el *índice de Staheli*, que establece la relación entre el mediopié y el retropié; o el *índice de Hernández Corvo*, que permite conocer el tipo de pie a través de diferentes mediciones sobre la huella^(36, 57, 60, 62, 72).

1.6.2. Mediciones clínicas goniométricas:

El análisis goniométrico permite obtener información sobre la orientación del pie en los planos frontal o sagital, que puede ser empleada para clasificar el tipo de pie, así como para conocer la movilidad articular, considerándose la goniometría el “*gold estándar*” de la evaluación del rango articular, con una validez ampliamente aceptada^(57, 73, 74).

Entre las mediciones goniométricas más empleadas en la clínica en el estudio del pie se encuentran la posición relajada del calcáneo en carga (PRCC), el ángulo de pronación, la altura del arco, el navicular drop (ND) y el navicular drift.

1.6.2.1. Posición Relajada del Calcáneo en Carga:

El valgo del retropié se ha empleado tradicionalmente como criterio de clasificación del pie⁽⁷⁵⁾, y de forma frecuente en el diagnóstico del PPV pediátrico y adulto⁽⁷⁶⁻⁷⁸⁾; considerándose que su valoración en monopdestación estática podría ser un indicador clínico del grado de eversión máxima del retropié⁽⁷⁹⁾. Se evalúa en bipedestación relajada a través de la medición del ángulo formado por la bisectriz de la cara posterior del calcáneo y la línea perpendicular a la superficie⁽⁸⁰⁾.

Se considera que el valor de esta medición se encuentra normalmente evertido entre 5° y 10° al inicio de la marcha⁽⁸⁰⁾, disminuyendo con el crecimiento⁽⁷⁵⁾; sin embargo existe gran controversia en cuanto a los valores de referencia, variando en adultos desde 2° de inversión a 7° de eversión^(11, 67, 76, 77, 80, 81). Los valores de normalidad de la PRCC en niños recogidos en la literatura son muy discutidos, con valores variables con la edad o fijos. Así, algunos autores han definido como criterio de normalidad los valores de PRCC obtenidos restando a 7° la edad del niño⁽⁷⁸⁾; otros han considerado una PRCC de hasta 10° en niños entre 36-47 meses, una PRCC de hasta 8°,

en niños entre 48-59 meses, una PRCC de hasta 7°, en niños entre 60-71, y una PRCC de hasta 6°, en niños entre 72 y 83 meses⁽⁷⁷⁾. Otros valores de normalidad referidos en la literatura sitúan la PRCC en niños entre 4 y 6 años en 4,02° de valgo (de -3° a 15°)⁽⁶⁷⁾, entre 5 y 17 años, en 5,6° de valgo (SD 2,9°, de -6° a 12°)⁽⁷⁷⁾ y entre 6 y 16 años, en 4° de valgo (de 0° a 9°)⁽⁸²⁾. En la misma línea, en sujetos entre 4 y 20 años de edad se han obtenido valores de valgo de retropié de 5,2° (SD 3,3°)⁽⁸³⁾.

1.6.2.2. Ángulo de pronación:

Es el ángulo formado entre la bisectriz del calcáneo y la bisectriz del tercio distal de la pierna (TDP) y proporciona información de la posición y el movimiento del retropié en el plano frontal^(57, 84). La medición del ángulo del retropié con respecto a la pierna parece proporcionar información sobre el movimiento de la ASA⁽⁵⁷⁾ y, probablemente en menor medida, el movimiento del astrágalo en la mortaja⁽⁸⁴⁾. Se ha recogido un valor medio del ángulo del retropié en niños entre 3 y 6 años de edad de 5,5° de valgo (de 2° - 24°), variando significativamente su valor con la edad, con un valor superior de media a los 3 años (6,4° de valgo) que a los 6 (4,5°), relacionando esta disminución con la formación del ALI⁽⁸⁵⁾. Entre 6 y 16 años de edad se ha observado un ángulo de pronación de 4° de valgo (SD 1,1°, de 0° a 9°), sin observar sin embargo diferencias con la edad⁽⁸⁶⁾.

1.6.2.3. Altura del arco:

Se trata de la medición directa de la altura del ALI desde el suelo hasta el punto más elevado del mismo en el plano sagital, que lo representa generalmente la prominencia del escafoides, por lo que también se denomina, altura del escafoides^(57, 63). Se considera una medición válida y fiable de la altura del ALI^(63, 87), con un valor de 27mm (SD 4mm) en niños de 6 años (48), y de 31,91mm (de 20mm a 42mm)⁽⁶⁷⁾. La fiabilidad interobservador e intraobservador de la altura del navicular se recoge como buena en adolescentes (ICC de 0,72 y 0,74 respectivamente) y adultos (ICC 0,76 y 0,84 respectivamente) y de variable en niños (ICC de 0,23 a 0,52 y de 0,55 a 0,84 respectivamente)^(67, 70).

1.6.2.4. Navicular drop o test de la caída del navicular:

Se trata de una medición más funcional que la altura del arco, pues describe el rango de deformación sagital del mediopié durante la fase de apoyo de la marcha⁽⁸⁸⁾, constituyendo un parámetro apropiado para la evaluación de la pronación del pie y un indicador válido del movimiento de la articulación astrágalonavicular y del retropié^(57, 89, 90). Algunos autores consideran sin embargo que esta medida no representa totalmente la pronación del pie y tobillo, ya que otros factores como los tejidos blandos, la flexibilidad de la cápsula articular, la tibia vara, la torsión tibial y las alteraciones de rotación de cadera pueden contribuir a la pronación⁽⁸⁹⁾.

Su valor se obtiene de la diferencia de la altura de la tuberosidad del escafoides en descarga con la ASA en posición neutra y en bipedestación en posición relajada^(57, 67, 81, 87, 88). Se ha propuesto sin embargo la valoración de esta prueba en bipedestación, sustrayendo a la altura de la tuberosidad del escafoides en bipedestación con la ASA en posición neutra con la mayoría del peso en el miembro contralateral, la altura del escafoides en bipedestación relajada⁽⁹¹⁾. A pesar de la discusión sobre los criterios de normalidad del ND, al igual que ocurre en otras mediciones, se considera normal una diferencia de alrededor de 10mm^(81, 89, 91, 92), y anormal de 10mm a 15mm^(88, 92); hallándose valores de 6,23mm (de 0 a 15mm) en niños entre 4 y 6 años de edad⁽⁶⁷⁾. Pese a que tradicionalmente se han relacionado los valores elevados con riesgo de lesión⁽⁵⁷⁾, esta aproximación puede ser defectuosa, ya que no tiene en cuenta la talla del pie evaluado⁽⁹⁰⁾.

1.6.2.5. Flexión dorsal de tobillo:

La medición de la FD de tobillo a través del goniómetro, permite además del estudio del rango articular, la evaluación de la extensibilidad músculo-tendinosa de los músculos flexores plantares, especialmente del TS^(93, 94). Para llevar a cabo la medición, la ASA debe estar bloqueada en una posición de invertida a neutra para aislar el movimiento del astrágalo en el tobillo. La ejecución de esta medición con la rodilla en extensión evalúa la extensibilidad de los gemelos, mientras que la misma valoración con flexión de rodilla permite aislar la medición del sóleo, considerándose un valor inferior a 10º retracción de dicho músculo^(22, 68).

1.6.2.6. Ángulo poplíteo:

La medición del ángulo poplíteo se emplea tradicionalmente para la valoración de la longitud de la musculatura isquiotibial. La prueba se realiza a través de la extensión pasiva de la rodilla desde decúbito supino con la cadera del miembro inferior a estudio mantenido a 90° de flexión, y la extremidad inferior contraria en reposo sobre la camilla con la rodilla extendida y la cadera en posición neutra. La medición se toma al final del movimiento, asociado a una sensación de tope firme secundario a la tensión muscular. El ángulo poplíteo es el arco de movimiento que falta hasta la extensión completa de rodilla, considerándose un valor medio de 31° (SD=7,5) normal en adultos⁽⁷³⁾. En niños pequeños, pese a la ausencia de valores de referencia de este ángulo, se han recogido valores de 12° ±13° y de 17,9±14,7° en niños pertenecientes a un grupo control de 6 años de edad⁽⁹⁵⁾.

En lugar de la medición mencionada anteriormente, algunos autores han empleado como valor de la prueba el ángulo formado entre el fémur y el peroné por considerarlo más adecuado y sencillo para la valoración de la movilidad⁽⁹⁶⁾.

1.6.3 Pruebas de imagen:

El diagnóstico por imagen del pie incluye la radiología, la tomografía axial computerizada (TAC) y la resonancia magnética (RM)⁽⁶⁸⁾.

Las imágenes radiológicas, que constituyen una extensión de la evaluación visual que se limita a imágenes planas biplanares, son demandadas con frecuencia para el diagnóstico del tipo de pie, siendo considerada la radiología por determinados sectores como la prueba *gold standard* para el diagnóstico de las características del ALI^(59, 97). Se considera sin embargo, una medida no justificada para uso rutinario por los riesgos asociados a la exposición a radiaciones⁽¹⁰⁾, y en niños además, por la ausencia de centros de osificación de los huesos del pie hasta los 4 años, no pudiendo observarse estructuras como el *sustentaculum tali* hasta los 9 o 10 años⁽⁶²⁾.

El TAC y la RMN se emplean para aportar información adicional para el manejo de las lesiones congénitas y adquiridas, valorando la deformidad osteoarticular y las lesiones de partes blandas respectivamente.

1.7. ANÁLISIS DE LA MARCHA

El análisis de la marcha resulta importante en la exploración del pie, por su posible comportamiento diferente en estática y en dinámica⁽⁹⁸⁾. El estudio de la marcha permite conocer parámetros que sirven de base para la comparación, lo que sin embargo resulta complicado debido a la gran variabilidad que podemos encontrar en la población normal asintomática, dificultando la diferenciación en muchos casos entre patológico y fisiológico⁽⁹⁹⁾.

En la práctica clínica existen diferentes métodos de análisis de la marcha, que permiten el diagnóstico y la valoración de la severidad de las alteraciones, y pueden ser de ayuda además en el seguimiento de las mismas⁽⁹⁹⁾. Estos se caracterizan por la precisión y reproducibilidad, por no interferir con el movimiento que está siendo medido, por ser rentables y por ser independientes del estado de ánimo, la motivación y el dolor⁽⁹⁹⁾.

El método de análisis de la marcha humana más elemental es el análisis visual, que consiste en la observación de las alteraciones más groseras de la forma de caminar⁽⁵²⁾. Aunque ésta se realice de forma minuciosa y sistemática, suele focalizarse en las alteraciones más llamativas, pudiendo pasar desapercibidas otras más sutiles, por lo que resulta útil sólo en los casos de alteraciones de la marcha severas⁽⁹⁹⁾. El análisis cinemático, aporta información sobre las particularidades de la marcha específica de cada sujeto⁽⁵²⁾, pudiendo medir variables de desplazamiento como la longitud del paso o la zancada, y la cadencia, mediante instrumentos sencillos como un cronómetro o cinta métrica, o con sistemas de análisis elaborados que además permiten el estudio en dos o tres dimensiones y aportan información sobre el movimiento de traslación y rotación de los segmentos corporales. El análisis de los factores que producen los movimientos lleva al análisis cinético a través de las mediciones de las fuerzas, presiones y momentos de fuerza que son responsables del patrón de marcha⁽⁹⁹⁾, fuerzas internas (producidas principalmente por la actividad muscular) y externas (producidas por la gravedad o cargas externas)⁽⁵⁾. En el análisis cinético de la marcha, el análisis de las fuerzas describe la interacción entre dos cuerpos, o el

cuerpo y el medio, mientras que la presión es la medida que analiza la distribución de la fuerza en una superficie (la presión es la relación entre la fuerza y el área). La fuerza describe el efecto de la carga, mientras que la presión describe el potencial efecto dañino en el tejido. La distribución de las fuerzas sobre la superficie del pie es de utilidad ya que aporta información específica de cada región de contacto, pudiendo atribuirse las alteraciones en la marcha a regiones del pie⁽⁹⁹⁾. El último nivel en el análisis de la marcha es el análisis electromiográfico cuyo objetivo es el estudio del control neuromuscular del movimiento, pues registra la secuencia de la actuación de la musculatura en cada fase de la marcha, registrando la actividad muscular y su intensidad⁽⁹⁹⁾. Las técnicas de análisis energético, permiten valorar la eficacia del movimiento desde un punto de vista energético a través del cálculo del trabajo mecánico útil desarrollado por cada articulación, o en la determinación del consumo metabólico mediante la medida con analizador de gases espirados⁽⁵²⁾. En los laboratorios de análisis de la marcha se emplean sistemas integrados, formados por un sistema de análisis del movimiento en tres dimensiones como el Vicon®, plataformas de fuerza, electromiógrafos y cámaras para el registro en vídeo, junto con un equipo informático⁽⁵²⁾.

Desde el primer método para el estudio de la marcha creado por Morton en 1930 y basado en el análisis de la huella tintada, con una anchura proporcional a la presión ejercida durante la marcha sobre una plataforma⁽¹⁰⁰⁾, los métodos visuales instrumentados, las plataformas de fuerza y carga, así como las plantillas y plataformas de presión, han sido empleados para el estudio y el análisis de la distribución de las

presiones en los pies de los sujetos. Algunos de los sistemas no han salido de los laboratorios de investigación y no se han empleado en la clínica, pero los sistemas de última generación son más fiables y se están comercializando para su empleo en clínica⁽¹⁰⁰⁾.

1.7.1. Instrumentos de medida de fuerza

Las plataformas de fuerza han sido el instrumento usado con más frecuencia para el análisis cinético de la marcha. Basadas en transductores tridimensionales de fuerza, pueden medir los tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo, la fuerza medio-lateral (fuerza horizontal perpendicular a la dirección del movimiento), la fuerza antero-posterior (fuerza horizontal en la dirección del movimiento, y la fuerza normal o vertical (perpendicular a la superficie de la plataforma, fuerza vertical en la dirección de las fuerzas de la gravedad si la plataforma está montada al nivel del suelo)^(99, 101-104).

La componente vertical de la fuerza es la de mayor magnitud, y explica la aceleración del centro de masas en la dirección vertical durante la marcha⁽¹⁰⁵⁾, descomponiéndose en tres partes durante la fase de apoyo. El primer pico expresa la fuerza ejercida en el impacto del talón, la parte excavada de la curva corresponde al instante en el que el pie está plano en el suelo, y el segundo pico, a la fuerza ejercida en el despegue del pie del suelo para el avance, siendo el valor similar al primero en una marcha normal.

Las componentes horizontales de la fuerza de reacción son menores que la componente vertical. La componente medio-lateral indica el valor y la dirección de la fuerza aplicada en el plano frontal, mientras que la componente antero-posterior expresa la fuerza ejercida en la dirección de la marcha. El primer pico representa la fuerza de frenado y el segundo la fuerza de propulsión, considerándose que cuanto más retrasado sea el primer pico de la curva, más inestable es el pie para recibir la carga, mientras que cuanto más débil es el segundo pico, más ineficaz es para la aceleración. El software con frecuencia aporta información sobre los vectores de fuerza que indican el punto y la dirección de aplicación de la fuerza, y calcula el momento de rotación libre aplicado a la plataforma⁽⁹⁹⁾.

La principal ventaja de las plataformas de fuerza es la posibilidad de obtener todas las direcciones de las fuerzas de reacción del suelo y la fuerza resultante, concepto útil, ya que refleja el efecto neto de las fuerzas de reacción del suelo en el cuerpo como un todo⁽¹⁰⁶⁾. Además, debido a la elevada frecuencia de respuesta de las plataformas, pueden ser usadas con buena precisión en eventos rápidos con elevadas frecuencias de fuerza. Sin embargo, la desventaja es que no aportan información sobre la distribución de carga sobre la planta del pie como hacen los sistemas de medición de la distribución de presiones, y por lo tanto tienen una relevancia limitada en la anatomía o patología del pie⁽⁹⁹⁾.

1.7.2. Instrumentos de medida de presiones

Los primeros instrumentos empleados en la investigación de los patrones de presiones plantares utilizaban la huella marcada en materiales blandos, instrumentos cualitativos, sólo adecuados para capturar la forma del pie y las impresiones más intensas en la superficie. Actualmente, los sistemas de medición de presiones cuentan con sensores electromecánicos especializados, en esencia, transductores que miden la fuerza que actúa en una superficie conocida, proporcionando la información necesaria para determinar la presión al dividir la fuerza entre el área. En general los transductores electromecánicos convierten un evento mecánico en una señal eléctrica, aportando gran cantidad de datos⁽⁹⁹⁾. Estos sistemas de medida de presiones, han mostrado además buenos valores de fiabilidad inter e intraobservador en diferentes estudios y con distintos instrumentos⁽¹⁰⁷⁻¹¹¹⁾, variando en función de la región del pie y de los parámetros investigados^(107, 112).

Clínicamente, el conocimiento del patrón baropodométrico aporta información funcional relevante al mostrar la habilidad de los pacientes para soportar y transferir la masa del cuerpo durante la marcha⁽¹¹³⁾, reflejada a través de la distribución de las presiones plantares⁽¹¹⁴⁾. Además, como la estructura afecta a la función, la distribución de las presiones plantares puede aportar información cualitativa sobre la estructura y la función del pie, así como sobre el control de todo el cuerpo durante la marcha^(55, 76, 101, 102, 107, 114).

Las presiones constituyen una forma de estrés mecánico, resultado de la fuerza aplicada perpendicularmente al área de superficie específica⁽¹¹⁵⁾. Estudios biomecánicos del pie muestran que variaciones en las presiones plantares suelen determinar una marcha anormal^(113, 114). Aunque la elevación de las presiones se relaciona habitualmente con la presencia de dolor en los pacientes⁽¹¹⁵⁾, otros factores que se deben considerar son la duración, la repetición y la dirección de las presiones. A mayor tiempo de aplicación de la presión o mayor cadencia a una presión determinada en cada paso, mayor es el riesgo de lesión en la piel⁽²⁰⁾. En la evaluación de los pacientes, las cargas o los patrones atípicos pueden reflejar una patología localizada o sistémica en la extremidad inferior, pudiendo ser indicadores o predictores de patología^(101, 102).

La comparación con valores de referencia permite el diagnóstico, así como el estudio de la fisiopatología de las alteraciones y deformidades del pie, por lo que son necesarios estudios en sujetos sanos y con patología que permitan establecer criterios para comprender los procesos relacionados con las mismas^(116, 117). Actualmente la pregunta radica en si es posible distinguir con estos instrumentos entre marcha normal o patológica, debido a la limitación en las definiciones de criterios claros de normalidad. La falta de estos valores de referencia, derivada del empleo de diferentes dispositivos de medición y distintas metodologías, es minimizado a través del empleo de valores en porcentaje⁽¹¹⁸⁾, o a través de la comparación intraindividual o con grandes grupos de sujetos asintomáticos⁽⁹⁹⁾. Además, el amplio rango de valores de normalidad encontrados en

sujetos sanos ha hecho también que se cuestione el empleo de las mediciones de las presiones plantares con objetivos diagnósticos⁽¹⁰⁰⁾.

La evaluación baropodométrica, como medida objetiva, no sólo puede emplearse con criterios diagnósticos, sino que permite además valorar la evolución del paciente, evaluar los resultados de diferentes tratamientos^(100, 107, 116, 117) y ayudar en el diseño y evaluación de las ortesis⁽¹⁰⁰⁾.

Los sensores de captación de presiones han sido empleados en diferentes configuraciones y áreas de aplicación, entre ellas las plataformas de distribución de presiones o las plantillas instrumentadas con captación de presiones plantares⁽⁹⁹⁾.

1.7.2.1. Plataformas de distribución de presiones:

Las plataformas de distribución de presiones, son sistemas, que de forma similar a las plataformas de fuerza, pueden ser empleadas para mediciones tanto estáticas como dinámicas de la función del pie, y están restringidas a su uso en el laboratorio. Normalmente están incorporadas en una pasarela donde la persona tiene que establecer contacto tras varias pisadas, considerándose necesario un periodo de familiarización de los sujetos con la situación para asegurar un patrón de marcha normal⁽⁹⁹⁾.

Pese a que las plataformas pueden emplearse con calzado, su aplicación normal se realiza descalzo, ya que la superficie del zapato

puede enmascarar información crucial sobre la carga en estructuras anatómicas del pie⁽⁹⁹⁾.

La ventaja que implican las plataformas frente a las plantillas es que tienen un mayor número de sensores, y por tanto mayor resolución; y que los sensores se encuentran paralelos a la superficie de contacto lo que permite una verdadera medición de las fuerzas verticales⁽¹⁰²⁾.

1.7.2.2. Plantillas instrumentadas:

Estos sistemas detectan las presiones plantares entre el pie y el zapato y pueden ser empleadas para medir el efecto de diferentes tipos de calzado o modificaciones como las ortesis. Una ventaja general de estos sistemas es que se pueden tomar gran cantidad de pasos en una medición, y pueden ser utilizadas fuera del laboratorio en situaciones especiales como el trabajo o el deporte⁽⁹⁹⁾. Sin embargo, son más susceptibles de roturas, y el calor, la humedad y las condiciones ambientales en general dentro del calzado pueden afectar a la fiabilidad y validez de las mediciones⁽¹⁰²⁾.

1.7.2.3. Parámetros que estudian los dispositivos de medición de las presiones:

Del análisis de las presiones se pueden extraer gran cantidad de parámetros del total de la planta del pie o por regiones. El estudio de la presión representa la fuerza ejercida por unidad de superficie⁽¹⁰²⁾. Las variables que comúnmente resultan de interés en el estudio

baropodométrico son la presión pico y la presión media, representando la presión pico el valor de mayor presión captado en cada sensor durante la fase entera de apoyo; y la presión media, la presión que actúa normalmente en las regiones anatómicas durante el ciclo de marcha⁽¹⁰²⁾. Los picos de presión resultan variables de interés tanto en el diagnóstico como en el tratamiento pues permiten conocer las mayores presiones bajo las distintas regiones del pie y su punto de aplicación, que en exceso podría llevar a lesión del tejido como las ulceraciones⁽⁹⁹⁾. El software de las plataformas baropodométricas proporciona además de los valores de presión, un esquema gráfico con colores que representa las presiones que actúan en la superficie del pie. Los colores rojos representan las mayores presiones, mientras que los azules, verdes y negros las presiones menores⁽¹⁰²⁾. Además de las variables de presiones, las plataformas permiten el estudio de la superficie de contacto entre la planta del pie y el sensor, así como variables temporales que favorecen la evaluación del control neuromuscular del contacto con el suelo, información derivada de la observación del tiempo de contacto de las diferentes regiones o del momento en el que se produce el pico de presión⁽¹⁰²⁾. La combinación del tiempo y la amplitud de los factores es reflejada por el impulso, determinado por la integral presión-tiempo o fuerza-tiempo⁽⁹⁹⁾, que permite conocer la cantidad de fuerza o presión que se ha aplicado durante el contacto del pie con el suelo⁽¹⁰²⁾. Tanto la magnitud de la presión como la duración de su aplicación afecta al movimiento del pie. Bajas presiones durante un largo periodo de tiempo o altas presiones en un corto periodo de tiempo pueden dañar las estructuras y la actividad del pie, aumentando el riesgo de lesión⁽¹⁰²⁾.

1.7.2.4. Factores relacionados con las variaciones baropodométricas:

La relación entre la elevación de las presiones plantares y la presencia de dolor e incluso ulceraciones hace necesario el reconocimiento de los factores que influyen sobre el patrón baropodométrico⁽¹¹⁹⁾, considerado resultado de la interacción de distintas variables actuando simultáneamente⁽¹²⁰⁾.

En este sentido, tanto factores estructurales como funcionales se han relacionado con cambios baropodométricos, siendo esta influencia dependiente de la región anatómica estudiada⁽¹¹⁹⁾. Así, la estructura anatómica del pie, parece ser el predictor más importante de la presión plantar en la mayoría de las regiones del mismo en los adultos⁽¹¹⁹⁾, constatándose diferencias baropodométricas entre distintos tipos de pies, neutro, plano o cavo, todos ellos asintomáticos⁽¹²¹⁾. Desde el punto de vista funcional, la cinemática del pie y el patrón de marcha parecen también jugar un papel importante en la determinación de las presiones plantares en muchas regiones del pie^(113, 119).

Otros factores que se han descrito como influyentes sobre la baropodometría son la edad, el peso y la estatura. Los cambios anatómicos y funcionales que se producen en el pie relacionados con la edad⁽³⁾ parecen reflejarse a nivel baropodométrico en variaciones en los patrones de presiones plantares entre niños, adultos y ancianos. La marcha madura se caracteriza por un patrón de presiones estereotipado con variaciones en las áreas de carga en función de la

progresión del paso⁽⁷⁶⁾, siendo el retropié y las cabezas metatarsianas las regiones que soportan la mayor cantidad de carga, y el mediopié la región que menos⁽⁴⁰⁾. El patrón de marcha de los niños, difiere sustancialmente con el observado en los adultos^(34, 54), produciéndose cambios significativos y rápidos en las características de la carga y de la función del pie^(2, 34, 122) durante los 3 o 4 primeros años⁽⁴⁵⁾; decelerando posteriormente, hacia un patrón maduro de distribución de presiones⁽⁵⁴⁾. Durante los primeros años tras la adquisición de la marcha independiente, se produce un progresivo aumento de las presiones, impulsos y contactos en el pie globalmente y en todas las regiones individuales del mismo excepto en el mediopié, donde la tendencia es a la disminución, relacionado con el inicio de la formación progresiva del ALI, y en los dedos laterales, donde no parece haber una clara tendencia^(7, 34, 55, 123, 124). Pese a que los cambios por encima de estas edades son menos importantes, se pueden encontrar diferencias baropodométricas relacionadas con la edad entre niños, adolescentes y adultos^(122, 124), en relación con una estructura del pie todavía en desarrollo⁽⁴²⁾.

En cuanto a la edad, el aumento de la estatura en niños se ha relacionado con el aumento de la carga y el contacto en el total del pie, en el retropié, antepié y hallux, y la disminución en el mediopié⁽³³⁾. En adultos, se ha observado una correlación indirecta con el segundo dedo, y directa con los MTs cuarto y quinto⁽¹²⁵⁾. Similarmente, aunque algunos autores consideran no definido totalmente el efecto de la masa corporal sobre la distribución de las presiones plantares⁽¹²⁶⁾, distintas investigaciones han mostrado una relación directa entre el peso y

variables baropodométricas tanto en niños como en adultos^(3, 33, 42, 119, 126), así como diferencias significativas en el área de contacto y en las cargas entre población obesa y eutrófica^(102, 116, 127, 128).

El sexo parece ser otro factor a tener en cuenta en la distribución de las presiones plantares⁽¹²⁹⁾, con cargas significativamente superiores en hombres adultos frente a las mujeres en el hallux y en el retropié, y significativamente menores en el mediopié⁽³⁾; aunque existen datos contradictorios en niños^(42, 123, 126).

Por otro lado, las diferencias baropodométricas relacionadas con la lateralidad al inicio de la marcha en algunos estudios han sido asociadas con la falta de desarrollo del control postural durante la misma⁽¹⁾, considerándose la asimetría en edades posteriores una posible alteración⁽¹⁾, y no observándose diferencias baropodométricas estadísticamente significativas entre los dos pies en diversos estudios^(33, 122, 123, 126).

Los cambios en la información sensorial parecen generar respuestas motoras diferentes, modificándose los patrones de activación muscular y las presiones plantares. Así, si la información sensorial es inhibida en alguna región del pie, el centro de presiones se desplazará hacia áreas de mayor sensibilidad durante la fase de apoyo de la marcha, reflejándose en cambios en los picos de presión y en los impulsos del pie⁽¹⁴⁾.

Finalmente, otro factor relacionado con los cambios baropodométricos y a tener en cuenta en el análisis de las presiones plantares es tanto el sistema baropodométrica empleado como la metodología utilizada, influyendo en este sentido el tipo de estudio (estático o dinámico)⁽¹⁰²⁾, el tamaño del transductor⁽¹⁰⁵⁾, el protocolo de toma de datos (análisis del paso de inicio de la marcha, del segundo paso de inicio de la marcha, del paso de la mitad de la marcha, o de los dos pasos al final de la marcha)^(105, 130), el número de análisis^(107, 130), la velocidad de la marcha^(40, 100, 130-132), la visualización de la plataforma⁽¹³⁰⁾, o el empleo y en su caso, el tipo de calzado utilizado⁽¹³¹⁾.

PIE PLANO VALGO FLEXIBLE

INFANTIL

2. PIE PLANO VALGO FLEXIBLE INFANTIL

El término pie plano valgo (PPV) es un concepto confuso que hace referencia tanto a variaciones anatómicas consideradas fisiológicas como a alteraciones patológicas que comparten características similares^(38, 62).

Pese a ser una alteración muy frecuente en las consultas pediátricas^(69, 133), encontramos grandes lagunas en el conocimiento del

PPV⁽³⁸⁾ que pasan por la propia definición, no existiendo una definición universalmente aceptada^(62, 117). Sin embargo, la frecuente incidencia lleva a preguntarse si algunas de las formas leves son realmente una parte normal del desarrollo y no un signo de alteración⁽³⁸⁾, por lo que el PPV un tema de debate no sólo entre sanitarios, sino también en la población general^(117, 133).



Figura 7: Valgo de retropié

El PPV definido clínicamente por la presencia de un valgo de calcáneo y la disminución o ausencia del ALI^(22, 39, 60, 76, 134), se considera una desestructuración y un derrumbamiento de la bóveda plantar del pie en el que se produce la



Figura 8: Disminución de la altura del ALI.

torsión de las articulaciones plásticas. Pese a que normalmente la afectación es mayor en uno de los planos, la alteración se produce en los tres⁽³⁸⁾, caracterizándose generalmente por un valgo del retropié con traslación caudal y medial de la cabeza del astrágalo y el escafoides, y una supinación y abducción del antepié^(6, 22, 97, 135). La mayor deformación se localiza habitualmente en el complejo articular talocalcaneonavicular⁽³⁸⁾, afirmando algunos autores que todos los desplazamientos de los elementos estructurales que suceden en el PPV tienen su origen en el valgusismo del calcáneo⁽⁶⁾.

Pese a que la terminología empleada para referirnos al PPV es muy variada (pie plano, pie plano valgo, pie valgo plano, pie pronado, síndrome pronador)⁽³⁸⁾, se considera el término PPV la mejor opción por aportar información sobre la deformación tridimensional⁽²²⁾, considerándose las expresiones simples como pie plano o pie pronado inadecuadas al no describir la situación geométrica y dinámica real de la alteración⁽⁶⁾.

Existen distintas clasificaciones de los PPV en función de los diferentes criterios empleados por los autores para ello. Tradicionalmente ha sido dividido en PPV fisiológico o flexible (PPVF) y PPV no fisiológico o rígido (PPVR). Atendiendo a otras características diferenciales, pueden encontrarse otras clasificaciones como las que distinguen entre doloroso o no doloroso, funcional o no funcional, sintomático y no sintomático, o congénito o adquirido^(68, 136).

En el PPVR se incluyen distintas variedades (astrágalo vertical congénito, pie valgo convexo congénito, pie plano asociado a coalición del tarso, pie plano secundario a espasticidad en los peroneos sin coalición del tarso, metatarso aducto con retropié valgo, pie plano secundario a una artrosis traumática o iatrogénica, y pie plano asociado a alteraciones sistémicas como alteraciones de causa neurológica o muscular, y síndromes o alteraciones del colágeno vascular), caracterizadas por ser procesos patológicos que requieren tratamiento⁽³⁸⁾. Lo significativo, clínicamente, es su irreductibilidad en descarga ni mediante maniobras de corrección pasivas, por presentar una eversión excesiva con una articulación talonavicular inestable y, generalmente, una marcada reducción del rango de movimiento en descarga asociado a la tensión del TS⁽³⁸⁾. Puede ser sintomático o asintomático⁽³⁸⁾, empeorando generalmente dicha sintomatología con el tiempo y dando lugar al desarrollo de cambios articulares secundarios y/o a alteraciones en la marcha⁽³⁸⁾.

El PPVF, también llamado PPV pediátrico, postural, o hipermóvil⁽⁵⁹⁾, subtipo estudiado en este trabajo, es la variedad más frecuente de PPV^(38, 137), una de las alteraciones musculoesqueléticas más comunes y de las alteraciones ortopédicas más debatidas⁽¹³⁸⁾. Mientras que el PPVR se considera claramente patológico, no existe consenso entre los profesionales sanitarios sobre la naturaleza del PPVF, resultando tanto una variación fisiológica como una alteración patológica⁽²²⁾. Su definición, frecuencia, causa o biomecánica son objeto de numerosos estudios^(59, 120), constituyendo por tanto una cuestión controvertida⁽⁶⁷⁾. En cuanto a su caracterización clínica, no están bien determinados los

valores de valgo de retropié o la altura del ALI que definen a un PPVF, sin embargo sí el carácter flexible de la alteración con corrección en descarga o a través de maniobras de corrección pasiva⁽³⁸⁾.

El PPVF infantil (PPVFI) ha sido subdividido a su vez en función de su evolución en fisiológico o no fisiológico⁽⁶⁸⁾. Se considera que el PPVFI fisiológico sigue una evolución natural positiva con el crecimiento, mientras que el no fisiológico progresa con el tiempo y presenta una deformación más severa que el fisiológico⁽⁶⁸⁾, sin datos objetivos que los diferencien.

Algunos autores introducen un subtipo de PPVF, el PPVF con acortamiento del tendón de Aquiles, modalidad severa e invalidante que se aprecia en la niñez y en adultos jóvenes⁽¹⁸⁾. Excepto por la limitación muscular de la FD de tobillo, clínicamente el PPVF con acortamiento del tendón de Aquiles se comporta como el PPVF⁽¹⁸⁾. El acortamiento del tendón de Aquiles, traslada la FD del tobillo a la ASA y a las articulaciones mediotarsianas, aumentando el movimiento de éstas, y generando dolor en tobillo, bajo la cabeza del astrágalo o bajo el seno del tarso⁽²²⁾.

La posición del astrágalo y su relación con el antepié han permitido a otros autores la clasificación del PPV en flexible y rígido. El subtipo flexible representa la forma más común del pie hipermóvil, consecuencia generalmente de una laxitud ligamentosa familiar benigna. En oposición, el subtipo rígido, resulta de un astrágalo vertical

congénito, astrágalo oblicuo, y deformidades posicionales de las articulaciones del mediotarso⁽¹³⁹⁾.

Otros autores han clasificado el PPV fisiológico en PPV secundario al desarrollo, encontrándose en este grupo el PPVF; PPV familiar, secundario a las características colágenas de los sujetos; y PPV racial⁽⁶⁰⁾. Por otro lado, subdividen el PPV patológico en: congénito, traumático y neuromuscular. El congénito incluye las formas estructurales como astrágalo vertical, la coalición del tarso, el PPVF con acortamiento del tendón de Aquiles y el pie en Z. El PPV traumático incluye los casos secundarios a laceración del tendón, las fracturas articulares, y las formas artríticas. El PPV neuromuscular, todos aquellos casos causados por desórdenes de este tipo (ej. PCI, Duchenne, etc.)⁽⁶⁰⁾.

Más recientemente han sido clasificados tanto las formas flexibles como rígidas en PPV congénitos y adquiridos⁽¹⁴⁰⁾. Dentro del PPV congénito, se describe el calcáneo valgo, una alteración flexible, presente generalmente desde el nacimiento⁽¹⁴¹⁾, que se resuelve habitualmente sin tratamiento⁽¹³³⁾; y el astrágalo vertical congénito y la coalición del tarso, de carácter rígido⁽¹⁴⁰⁾. Como PPV adquirido de carácter flexible, se incluyen los casos secundarios a la inadecuada alineación de la extremidad inferior en cadena cinética cerrada^(140, 142) y a trauma⁽¹⁴⁰⁾. El PPV con espasticidad de los peroneos sin coalición, y el PPV iatrogénico son también PPV adquiridos, pero de carácter rígido⁽¹⁴⁰⁾.

El análisis radiológico ha permitido describir cuatro patrones diferentes de PPV, el patrón subastragalino, el patrón mediotarsiano, el

patrón mixto, y el patrón cavo⁽¹⁴³⁾. El primero se caracteriza por un valgo subastragalino con borde lateral rectilíneo en la vista dorsoplantar, y ápex localizado en la vista lateral en la articulación talonavicular. El patrón mediotarsiano se caracteriza en la vista dorsoplantar por una marcada abducción en esta región, sin evidencia radiológica de valgo subastragalino, y ápex en la articulación cuneiforme en la vista lateral. El patrón mixto combina el valgo de la ASA y la abducción mediotarsiana en la vista dorsoplantar, con ápex compartido en la vista lateral por las articulaciones talonavicular y cuneonavicular. Por último, el patrón cavo combina una deformación en cavo del arco lateral en la vista lateral y el hundimiento del ALI, mientras que la vista dorsoplantar muestra una moderada abducción mediotarsiana⁽¹⁴³⁾.

En los niños, el PPVF, se asocia con un déficit en la formación fisiológica del ALI durante la primera década de la vida. En relación con las diferentes clasificaciones y de acuerdo con las teorías sobre el mantenimiento del ALI, el PPVF podría deberse a una debilidad muscular, a la presencia de laxitud ligamentosa^(16, 18, 26, 144), a una inadecuada alineación de la extremidad inferior en cadena cinética cerrada^(98, 140), o a una limitación de la FD de tobillo o equino en la extremidad inferior⁽¹⁴⁰⁾. Se ha considerado también de importancia en su etiopatogenia, el desarrollo del pie embrionario y fetal, pues se ha observado una elevada correlación entre la presencia de un valgo de calcáneo en el recién nacido y el posterior desarrollo de un PPVF infantil⁽¹⁴⁵⁾.

2.1. PREVALENCIA

El PPVF se considera uno de los motivos de consulta más frecuente en las clínicas ortopédicas^(60, 146), sin embargo, la variabilidad metodológica de los estudios, las definiciones subjetivas del mismo, y la falta de consenso en los criterios diagnósticos^(22, 59, 147), hacen que la prevalencia se desconozca realmente, con oscilaciones de entre el 0,60% y el 82,8% dada, también la posible influencia de factores como la edad, el sexo, y el peso^(85, 133, 146). A esto habría que añadir la imposibilidad de documentar la gran cantidad de personas con PPVF asintomático que no acuden a los servicios sanitarios⁽²²⁾.

La relación inversa entre la edad y la prevalencia del PPVF es consecuencia del aumento de la altura del ALI y la disminución del valgo de calcáneo que se producen con el crecimiento, más rápido a edades tempranas^(35, 59, 72, 85, 133, 135, 144, 146, 148-153). Así, el PPVF se considera un hallazgo normal en los niños al inicio de la marcha independiente, encontrándose casi en el 100% de los niños con 2 años⁽⁵⁹⁾. La disminución de la misma con el crecimiento es constatada en estudios de prevalencia en niños entre 3 y 6 años, donde entre el 37,5% y el 44% de los estos presentaban PPVF^(72, 85, 151). Se considera que el desarrollo del ALI se produce particularmente en edad preescolar, momento en el que se dan los mayores cambios morfológicos de adaptación en el pie, sin embargo, existen datos que apoyan la prolongación de este desarrollo hasta la edad escolar. La disminución de la prevalencia de PPVF con la edad, es además apoyada por los bajos datos hallados en adultos⁽¹⁴⁸⁾, pudiendo aumentar nuevamente durante el envejecimiento⁽³⁵⁾.

Esta evolución con la edad contrasta sin embargo con estudios que muestran un progresivo desarrollo de PPVF en niños con el crecimiento, donde tras un año de seguimiento, un 9,9% de niños entre 3 y 5 años que inicialmente tenían un pie normal desarrollaron un PPVF⁽¹⁵³⁾.

En cuanto a la mayor prevalencia de PPVF en el sexo masculino^(36, 46, 48, 72, 85, 98, 150-155), pese a ser una cuestión en discusión⁽¹³⁴⁾, parece estar relacionada con el mayor engrosamiento de la grasa plantar del mediopié, y con el más lento desarrollo del ALI⁽³⁶⁾.

El sobrepeso y la obesidad, también en discusión^(135, 148, 149), han sido relacionados tradicionalmente con una mayor prevalencia de PPVF en niños, vinculado más con el colapso del ALI por la carga, que con una mayor almohadilla plantar en el mediopié^(42, 47, 85, 148, 150-158). Esta relación es sin embargo considerada por algunos investigadores válida sólo para niños y adolescentes, no para adultos y ancianos⁽¹³⁴⁾.

Como se ha comentado anteriormente en las clasificaciones del PPV⁽¹³⁹⁾, la laxitud ligamentosa es un factor que aumenta la prevalencia de PPVF en niños^(39, 146, 151, 153), pudiendo llegar incluso a modificar la historia natural del mismo⁽¹⁵⁹⁾, y considerándose en ocasiones un subtipo de PPVF⁽¹³⁹⁾. Por otro lado, las diferencias raciales parecen también influir en los datos de prevalencia de PPVF^(39, 155, 158, 160), siendo más frecuente en poblaciones indígenas y africanas que en caucásicos^(10, 158, 160). Esta mayor prevalencia, podría sin embargo estar relacionada al menos en parte con el uso de calzado, con un mayor riesgo de presentar PPV los habitantes de áreas urbanas respecto a rurales^(150, 156) y aquellos con

mayor nivel socioeconómico⁽⁴⁷⁾. En este sentido, parece que el uso de calzado podría influir negativamente en el desarrollo del ALI, con mayor prevalencia de PPVF en niños que comenzaron a usar calzado antes y en aquellos que los empleaban durante mayor tiempo^(148-150, 156).

En cuanto a la lateralidad, la mayoría de la literatura no muestra relación con el PPVF^(36, 48, 154).

2.2. SINTOMATOLOGÍA

Si bien el PPVF se considera generalmente asintomático y sin repercusión ni en la fisiología ni en la calidad de vida^(18, 38, 135, 161); entre el 10% y el 30% de los niños con PPVF parecen referir síntomas como dolor y discapacidad⁽⁵⁹⁾, de inicio alrededor de los 3 años o durante la adolescencia, pudiendo incluso progresar hacia una forma rígida^(18, 35, 135). Éstos son atribuidos a diversos factores como la restricción del TS^(18, 35), la incapacidad de compensar la insuficiencia pasiva del pie a través de la musculatura⁽¹⁶²⁾, o de la fatiga de las estructuras blandas al proporcionar el control necesario en un pie hipermóvil⁽¹⁶¹⁻¹⁶⁴⁾.

Aunque la mayor parte de la información sobre la sintomatología se recoge en revisiones de la literatura, un estudio descriptivo realizado mediante el análisis de 53 niños escolares entre 10 y 14 años diagnosticados de PPVF, mostró que el 65,3% de los pies presentaban dolor, suave en su mayoría, y el 68,3% limitaciones funcionales, combinando ambas afectaciones el 40,6% de los pies⁽¹³⁸⁾. El dolor asociado a esta alteración suele localizarse en la región del ALI, en el

seno del tarso, en el antepié, en la pierna, en la pantorrilla y/o en la rodilla^(135, 138), y aparece según algunos autores sólo en los casos de PPVF que cursen con retracción del TS⁽¹⁸⁾. Su distribución, normalmente simétrica, surge generalmente durante la tarde o la noche⁽¹⁴²⁾, y suele exacerbarse con la actividad y mejorar con el descanso⁽²²⁾. Es frecuente en estos niños también la presencia de calambres que se agravan con la actividad física y se alivian con el reposo⁽¹⁴²⁾.

La relación en cadena cinética cerrada entre la extremidad inferior y la pelvis durante la bipedestación, la marcha y la carrera, ha hecho considerar tradicionalmente que la inadecuada alineación del pie se asocia a cambios posturales y dinámicos a nivel proximal siendo fuente de estrés y lesiones por sobresolicitación en estructuras óseas, musculares, ligamentosas y neurales^(23, 29, 30, 138, 140, 141, 144, 147, 162, 163). Así, las alteraciones estructurales del pie parecen dar lugar a una biomecánica anormal del mismo, que condiciona cambios en la cantidad, velocidad o momento en el que se produce la supinación de la ASA, que impone a su vez, un estrés anormal en las estructuras cercanas, especialmente en el tobillo y en la rodilla^(23, 64, 74, 147, 164-167). El carácter móvil del PPVF además, hace necesario un mayor control por parte de las estructuras blandas, pudiendo generar lesiones en éstas⁽¹⁶⁴⁾.

Las lesiones asociadas, comúnmente, con el aumento de la pronación son la osteoartritis subastragalina, el síndrome del túnel del tarso, la bursitis, la tendinitis de Aquiles, el esguince de tobillo, el síndrome de estrés medial de la tibia o la tendinitis del tibial posterior^(23, 29, 30, 138, 147, 164, 166) relacionadas estas últimas con la deceleración de la

pronación durante el apoyo⁽²⁵⁾. A nivel proximal el PPVF se relaciona con cambios como *genu valgo* y *recurvatum* de rodilla, que pueden contribuir al desarrollo de lesiones en la región medial de la misma; alteraciones patelofemorales, lesiones del ligamento cruzado anterior o síndromes de fricción iliotibial^(23, 29, 30, 64, 74, 91, 147, 164, 168). El exceso de pronación se asocia además frecuentemente con modificaciones biomecánicas en la extremidad inferior, con la presencia de torsiones tibiales, antetorsiones o rotaciones internas de cadera, basculaciones pélvicas, y aumento de la lordosis lumbar^(23, 24, 31, 163, 169). Estas alteraciones posturales resultado de la inadecuada alineación del pie, son consideradas un factor de riesgo de lesión en la región medial de la extremidad inferior y de distorsión en los miembros inferiores, que, en caso de resultar asimétricas, pueden generar -a su vez- una modificación pélvica que puede dar lugar a escoliosis, dolor lumbar, y/o lesiones de las articulaciones sacroilíacas^(23, 24, 30, 31, 87, 167, 169).

A nivel distal, el PPVF, se ha relacionado con una alteración en el apoyo tanto en la estática como en la dinámica con variaciones en la transmisión de presiones, y confluencia de la carga en casos acusados, en puntos no preparados filogenéticamente para recibir éstas presiones dando lugar desde a hiperqueratosis⁽⁶⁾, a alteraciones en la marcha en la edad adulta e incluso fracturas de estrés⁽¹⁴¹⁾. En este sentido, la mayor movilidad del primer radio secundaria a la pronación anormal de la ASA durante la propulsión⁽¹¹⁾ se ha vinculado con el desarrollo de hallux abductus valgus (HAV)^(11, 26, 133, 170, 171), observándose en un 28% de niños con PPVFI, y con hallux límitus y rígidos^(138, 147). Del mismo modo, las fracturas de estrés en la 2ª y 3ª cabezas metatarsianas observadas en los

PPV han sido explicadas por la sobrecarga de estos radios como consecuencia de la elevación del primer MT en relación con el segundo en el plano sagital^(26, 76, 147, 164, 167, 172, 173). Otras lesiones comúnmente relacionadas son los neuromas interdigitales, metatarsalgias y las fascitis plantares^(26, 138, 164).

Sin embargo, pese al importante papel que se otorga en algunos sectores a la posición del pie en el desarrollo de lesiones en la extremidad inferior, esta es una cuestión debatida⁽¹⁷⁴⁾, sin demostrarse en algunos casos la relación entre el PPV y la mayor prevalencia de lesión^(129, 132, 168, 175-178), e incluso llegando a sugerir un efecto protector frente algunos tipos de lesión^(30, 168, 176). Esta controversia podría deberse a la diferente metodología empleada en la valoración del pie⁽¹⁴⁷⁾ y a la etiología multifactorial de las lesiones^(164, 177). Estudios recientes sobre la contribución proximal y distal en las lesiones de la extremidad inferior, sugieren la posible relación entre la pronación excesiva del pie y el riesgo de desarrollar dolor en la extremidad inferior, y concluyen, que existe sin embargo una falta de evidencia prospectiva que relacione la pronación con la patología del miembro inferior⁽³⁰⁾.

Otros síntomas frecuentemente asociados con el PPVF, son la fatiga, la disminución de la resistencia física y el abandono voluntario de la actividad deportiva^(18, 135, 161), como ha sido observado en una población de escolares entre 10 y 14 años con PPVFI donde el 28,7% de ellos practicaba deporte con dificultad, mientras que un 8,9% no practicaba ejercicio⁽¹³⁸⁾.

La responsabilidad de la ASA sobre las adaptaciones a la inestabilidad en el plano coronal, y la posible implicación del exceso de eversión sobre la ausencia de la alternancia con la supinación a nivel del tobillo⁽¹³⁸⁾, podría explicar además, las alteraciones en el equilibrio observadas tanto en un porcentaje elevado de niños con PPVFI como en adultos con PPVF^(138, 161, 179), siendo según algunos autores la afectación mayor en las actividades dinámicas⁽¹⁷⁹⁾.

En los niños, además, se considera que la plasticidad de los tejidos musculoesqueléticos les hace susceptibles del desarrollo de desalineaciones estructurales durante el crecimiento, favoreciendo la pronación anormal durante la niñez un aumento del estrés en valgo de la rodilla, pudiendo además inhibir la reducción ontogénica normal de la anteversión femoral⁽²³⁾.

Sin embargo, son necesarios estudios prospectivos de larga evolución que investiguen la naturaleza del PPVF para mejorar la información sobre el desarrollo de sintomatología o discapacidad⁽²²⁾.

2.3. TRATAMIENTO

El tratamiento del PPVF es una cuestión controvertida, tanto en relación con la indicación del mismo (por la evolución fisiológica en la mayoría de los casos)⁽⁸⁵⁾, como con las diferentes opciones terapéuticas y su efectividad, y con la adecuada edad de comienzo de la intervención^(38,59, 69, 74, 98, 136, 139, 140). Las frecuentes complicaciones derivadas del PPVR justifican sin embargo el tratamiento en estos casos⁽⁷⁴⁾.

En cuanto a la necesidad de tratamiento en el PPVFI, algunas líneas de trabajo no la consideran, aconsejando la monitorización y reservando el tratamiento sólo a aquellos casos en los que curse con sintomatología^(38, 68, 74, 85, 133, 153, 180, 181). Otras líneas sin embargo lo consideran necesario en base a prevenir las posibles alteraciones en la extremidad inferior y de la marcha^(140, 141, 144, 149) en la edad adulta derivadas de los cambios cinemáticos resultantes del PPVF, e incluso, por la posibilidad de progresión de la alteración flexible sin tratamiento, hacia una alteración estática o rígida^(59, 139).

Respecto a la edad de inicio del tratamiento, tradicionalmente se ha considerado que las terapias conservadoras en el PPVF deben comenzarse tan pronto como se inicie la bipedestación para neutralizar la mala alineación y evitar así problemas en el desarrollo posterior del niño⁽¹⁸²⁾; considerándose el periodo más efectivo los cuatro primeros años, edad crítica de desarrollo del ALI⁽⁶²⁾, y de mayor plasticidad. La evolución fisiológica en la mayoría de los casos de PPVF con el crecimiento, lleva sin embargo a otros profesionales a retrasar el inicio del tratamiento, optando por revisiones clínicas que permitan valorar la progresión de los signos y síntomas⁽³⁸⁾.

Como se ha comentado anteriormente, tampoco está bien establecida la opción terapéutica más adecuada⁽¹³⁶⁾, empleándose diferentes terapias como el tratamiento educacional, cambios en el calzado, ortesis, estiramientos y fortalecimiento de la musculatura, o medicación para el dolor y la inflamación^(68, 69, 137, 183, 184). El tratamiento

quirúrgico se reserva para los casos en los que todas las opciones terapéuticas conservadoras se hayan agotado⁽⁶⁸⁾.

2.3.1. Tratamiento conservador

Como primera opción en el tratamiento conservador se incluye la educación terapéutica tanto de los padres como de los pacientes sobre la posible evolución de la historia natural de la alteración, la escasez de evidencia de las opciones terapéuticas y sobre las posibles complicaciones en la edad adulta^(74, 137). Se recomienda además un adecuado calzado que aporte un soporte estructural para el pie inmaduro⁽¹³⁷⁾, considerándose el calzado deportivo con soporte para el ALI y el retropié, una opción para disminuir la fatiga o el dolor asociado al PPVF, sobre todo en niños con sobrepeso⁽¹⁸¹⁾.

La terapia ortopédica resulta beneficiosa en los PPVF que cursan con dolor y discapacidad^(38, 59, 69, 85, 97, 136, 137, 185, 186), siendo una de las principales y primeras opciones de tratamiento para la reducción de la sintomatología y la mejoría de la movilidad, la función y la marcha^(59, 85, 187).

El empleo de ortesis en los casos de PPVF asintomáticos es una cuestión controvertida, considerándolo efectivo en la corrección del PPVF algunos autores⁽⁹⁷⁾, y justificando su uso otros, con una perspectiva preventiva con efectos positivos sobre la bipedestación y la función⁽¹⁸⁸⁾. En este sentido, el tratamiento ortopodológico permite la corrección de la alineación de la extremidad inferior a través del control de la

pronación de la ASA^(59, 137, 189). Las ortesis favorecen además la restitución de la longitud normal de la musculatura intrínseca del pie, elongada en el PPVF, aumentando las aferencias de los receptores cutáneos bajo la región medial del pie, y la activación selectiva del músculo tibial posterior. Todo esto favorece la adecuada función del pie durante la bipedestación y la marcha^(74, 184, 190, 191), y evita la progresión de la alteración y las secuelas como la artrosis o el desarrollo de un HAV en la edad adulta^(144, 182, 188).

Para algunos profesionales sin embargo, los zapatos ortopédicos y las ortesis son inefectivos, innecesarios, incómodos y costosos, pues no favorecen el desarrollo del arco^(35, 192), y generan además sensación de “enfermedad o deformidad” en los niños, limitando su actividad física y pudiendo afectar a su autoestima^(75, 181). El uso de ortesis con una visión profiláctica además, no es defendido de forma general⁽¹⁷⁵⁾. Algunos estudio no encuentran relación entre la presencia de PPV o la severidad de la pronación en carga y la sintomatología, las lesiones en la extremidad inferior o las alteraciones de la función^(175, 193). Este tratamiento, se ha llegado incluso a considerar contraproducente por debilitar la musculatura intrínseca y extrínseca del pie, y perpetuar así el problema⁽⁸⁵⁾. Por otro lado, en los casos de PPVF que cursen con acortamiento del tendón de Aquiles el tratamiento ortopodológico diseñado para invertir el ASA, podría empeorar los síntomas, al generar más presión y dolor bajo la cabeza del astrágalo, por la imposibilidad del tobillo de flexionarse dorsalmente por la contractura⁽²²⁾. La ausencia de beneficio de las ortesis es apoyada además por algunas guías de práctica clínica basadas en el único ensayo clínico aleatorizado

realizado hasta el momento⁽⁷⁵⁾, con un nivel de evidencia IB y un grado de recomendación A^(194, 195).

Pese a este debate sobre el tratamiento de los PPVF presente en la literatura se ha observado incluso un exceso de tratamiento ortopodológico por este motivo en poblaciones escolares, sin presentar muchos de los niños criterios diagnósticos de PPVF⁽⁴⁷⁾.

En cuanto a las características de las ortesis empleadas en niños, deberían aumentar el momento supinador a través del eje de la ASA y controlar la hipermovilidad, considerándose las rígidas más efectivas que las flexibles⁽¹⁹⁶⁾. En el manejo de casos leves, y en niños pequeños en particular, las ortesis prefabricadas pueden ser de utilidad, reduciendo el movimiento anormal y estabilizando el retropié, posponiendo así el empleo de ortesis a medida^(74, 136). Estas últimas, como la ortesis tipo UCBL, se consideran más adecuadas para controlar los casos más severos de PPVF que cursen con alteraciones biomecánicas y otras patologías, o ante fracaso de tratamientos previos⁽¹³⁷⁾.

El tratamiento de fisioterapia en los PPVF se basa generalmente en el estiramiento de las estructuras acortadas, el fortalecimiento de los componentes debilitados y en la mejoría de la propiocepción y del equilibrio^(74, 197). Aunque por lo general estos tratamientos tienen un objetivo local, cada vez más se aboga por una intervención global, favoreciendo a través de la reeducación postural, la adecuada alineación de la extremidad inferior, y reduciendo así las influencias negativas en cadena cinética cerrada sobre las estructuras del pie⁽¹⁴⁰⁾.

La presencia de cartílago y tejido blando maleables, permite a la extremidad inferior del niño ser guiada y moldeada hacia una mejor alineación⁽¹⁴⁰⁾.

Pese a la ausencia de estudios de larga duración sobre la efectividad de los programas de estiramientos⁽²²⁾, éstos son muy empleados en el manejo del PPVF, centrándose generalmente en el TS para evitar el colapso del mediopié como consecuencia del equino^(137, 140, 181), y en el peroneo corto para inducir el varo de retropié y la adducción del antepié⁽¹⁹²⁾.

Los ejercicios de fortalecimiento muscular orientados al aporte de un soporte activo para el mantenimiento del ALI y al control de la pronación, se centran generalmente en el abductor y el flexor largo del hallux⁽¹⁹⁸⁾, en el tibial anterior y posterior y en la musculatura intrínseca⁽¹⁹²⁾, habiéndose demostrado un aumento significativo de la sección transversal del abductor del hallux y de la fuerza del músculo flexor del hallux en pacientes adultos con tratamiento combinado de ejercicios y ortesis, frente al empleo único de ortesis⁽¹⁹⁸⁾.

Con los mismos objetivos se proponen ejercicios más globales relacionados con los miembros inferiores con y sin carga, en monopodestación y en puntillas, y se aconseja la marcha sin calzado^(186, 192). En este sentido, el tratamiento basado en ejercicios locales de flexibilidad y de fortalecimiento, y ejercicios más globales propioceptivos y de control postural, parece ser significativamente más efectivo que el tratamiento ortésico⁽¹⁹²⁾.

Otras medidas terapéuticas empleadas como instrumento de fortalecimiento muscular, como la estimulación eléctrica del abductor del hallux podrían ser también de utilidad en el tratamiento del PPVFI pues parecen generar cambios baropodométricos inmediatos tras su empleo y mantenerse hasta 2 meses⁽¹⁹⁹⁾. Con efectos positivos sobre el dolor pero no sobre los grados de pronación del retropié, se ha mostrado el empleo del *kinesiotape* sobre el músculo tibial posterior en sujetos adultos con PPV⁽²⁰⁰⁾, lo que podría ser por tanto un instrumento de ayuda en los PPVFI que cursen con sintomatología.

El tratamiento físico además, por sus características, se considera una medida terapéutica complementaria al tratamiento ortésico⁽¹⁸⁸⁾, y quirúrgico⁽²⁰¹⁾.

Pese a que la mayoría de las revisiones de la literatura recomiendan el tratamiento ortésico, y en algunos casos, físico de los niños con PPVF, la evidencia científica de su efectividad es escasa, versando los únicos ECAs hallados sobre niños con PPVF con tratamientos ortopédicos, y sin resultados positivos. En cuanto al tratamiento físico, tradicionalmente se ha recomendado la realización de ejercicios en niños con PPVFI, concluyendo un estudio de cohorte⁽¹⁹²⁾ que el tratamiento rehabilitador parecía ser significativamente más efectivo que el tratamiento con ortesis.

Los resultados de una reciente revisión Cochrane⁽⁵⁹⁾ sobre la efectividad del tratamiento conservador en los PPVFI sugiere que la heterogeneidad y la debilidad metodológica de los estudios no

permiten generar conclusiones definitivas^(59, 69, 74). Por otro lado, la ausencia de estudios prospectivos controlados que documenten los efectos preventivos del tratamiento conservador sobre el dolor o la discapacidad en el PPVF hace que el tratamiento no esté del todo justificado⁽²²⁾. En esta línea, la guía de práctica clínica seguida por la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física para el manejo del PPV infantil sugiere el seguimiento en los casos de PPVFI asintomáticos para monitorizar los signos de progresión de la alteración, en cuyo caso consideran indicadas las ortesis y los estiramientos⁽⁶⁸⁾. En los PPVFI que cursan con sintomatología se aconseja el tratamiento comenzando con modificaciones de actividad y ortesis, y estiramientos si el PPVFI presenta retracción del tendón de Aquiles⁽⁶⁸⁾. Se aconseja el tratamiento quirúrgico en aquellos casos en los que el tratamiento conservador no ha mostrado beneficios⁽⁶⁸⁾.

2.3.2. Tratamiento quirúrgico

La cirugía está indicada en los PPVF sólo como opción ante el fracaso de los métodos conservadores y la persistencia de sintomatología^(22, 59, 143). Los procedimientos empleados para corregir la deformación, aliviar los síntomas, o como profilaxis contra el dolor y la discapacidad^(22, 137), se dividen en procedimientos reconstructivos, artrodesis y artrorraxis subastragalina con tornillo de expansión^(59, 68, 170).

Los procedimientos reconstructivos incluyen procedimientos sobre tejidos blandos, generalmente sobre el tendón de Aquiles, donde ante su acortamiento, se recomienda una recesión del gemelo o elongación

quirúrgica del tendón⁽¹⁴³⁾; sobre la inserción del tibial posterior; o sobre la fascia plantar, sobre la que se induce un acortamiento^(22, 143, 181). La reconstrucción de tejidos blandos del PPVF es sin embargo raramente efectiva por sí sola y se combina con osteotomías de retropié, mediopié o antepié, a través de las cuales, dependiendo del plano dominante de la deformación, se realiza un alargamiento de la columna lateral y/o un desplazamiento del calcáneo^(22, 74, 143, 181).

Las artrodesis, centradas en la corrección de la pronación de la ASA, y la excesiva divergencia talocalcánea⁽¹⁴³⁾, proporcionan un pie estable y una corrección perdurable, transfiriendo las cargas a las articulaciones adyacentes no fusionadas, pero esto puede generar complicaciones secundarias^(22, 74).

Otra opción quirúrgica, considerada mínimamente invasiva, es la inserción de un implante en el seno del tarso que restringe el movimiento de pronación de la ASA, realinea el retropié^(22, 59, 68, 74) y corrige las deformaciones del antepié, siempre que las deformaciones sean reducibles y las articulaciones no sean artrósicas. Pese a obtener resultados beneficiosos en la posición del pie, algunos cirujanos no apoyan la introducción de un elemento externo en un segmento móvil del pie del niño, con efectos además no siempre positivos sobre la sintomatología^(59, 68).

2.4. CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS DE LA MARCHA EN EL PPVFI

Las alteraciones en la posición del pie han sido consideradas un factor determinante en el patrón de contacto del mismo durante la fase de apoyo y en la alineación de la extremidad inferior durante la fase de oscilación. En este sentido, aunque no está del todo claro el impacto que el PPVF genera sobre la marcha, se ha relacionado con una mayor movilidad vertical y mediolateral del mismo⁽²⁰²⁾, que condiciona una inadecuada función del pie, e influye sobre la dinámica de la extremidad inferior^(108, 144). La disminución de la absorción del impacto y la dificultad en la transferencia de peso asociadas, parecen reducir la eficiencia de la misma^(92, 203). En niños, el PPVF se ha relacionado además, con la presencia de torpeza y alteraciones del equilibrio^(35, 161) que se traducen en frecuentes caídas al caminar o al correr, y en esguinces⁽¹³⁵⁾.

Sin embargo, la asociación tradicional entre la mayor pronación observada en los PPV en bipedestación, y la mayor eversión durante toda la fase de apoyo de la marcha⁽²⁰⁴⁾ que proporciona una estructura de apoyo inestable y un brazo de palanca inadecuado para la propulsión^(144, 184, 203), se encuentra hoy discutida. Mientras algunos autores han observado una mayor eversión o rotación interna del calcáneo en sujetos con disminución de la altura del ALI^(203, 205), o en PPV secundarios a AR o a disfunción del tibial posterior^(206, 207), estudios recientes muestran un patrón similar de movimiento del retropié tanto en sujetos con PPVF como en sujetos con PPV sintomático durante la fase de apoyo con respecto a la población de referencia^(162, 184, 208, 209). Un estudio en adultos

con PPVF ha mostrado incluso un significativo aumento del movimiento de inversión y una significativa disminución de la eversión asociada durante la fase previa a la oscilación respecto al grupo control, lo que parece sugerir la necesidad de una mayor inversión para proporcionar una base estable para el despegue⁽²⁰⁹⁾.

La falta de correlación entre la eversión del retropié en bipedestación estática y durante la marcha⁽²¹⁰⁾, se ha relacionado con una posible compensación a través de un mayor control muscular durante la marcha y los diversos patrones de movimiento de la extremidad inferior^(184, 208), lo que sugiere la posibilidad de adaptación del pie durante la marcha a través de la compensación muscular⁽²⁰⁸⁾. Por otro lado, las diferencias encontradas en los resultados de las distintas investigaciones se han asociado con las diferentes metodologías empleadas⁽¹⁸⁴⁾.

El movimiento del ALI durante la marcha se ha mostrado también similar en niños con PPVF respecto a niños sin alteración, siendo sin embargo la magnitud inicial, máxima y mínima de este ángulo significativamente menor en los PPVF⁽²⁰⁸⁾.

En la región del antepié, aunque tradicionalmente se ha asociado el PPV, con un apoyo prioritario sobre la región medial del mismo, estudios con adultos con PPV sintomático no han mostrado diferencias con respecto a la población sin alteración⁽¹⁶²⁾, observándose incluso en niños escolares con PPVF una disminución de la pronación del antepié relativa al mediopié⁽²⁰⁸⁾. En este sentido, la disminución de la pronación

del antepié podría considerarse una compensación por la disminución de la altura del ALI en contraposición al aumento del movimiento del retropié⁽²⁰⁸⁾.

La ausencia de diferencias estadísticamente significativas en el movimiento del antepié en la fase de apoyo en el plano frontal en sujetos con PPV sintomático⁽¹⁶²⁾, contrasta con la mayor FP observada en sujetos con PPVF durante el despegue⁽²⁰³⁾. Esta, podría deberse a la mayor actividad del flexor largo del hallux y del tibial posterior durante ese periodo⁽²⁰³⁾, y explicaría además, el mayor momento de FP observado en PPV sintomáticos⁽¹⁶²⁾, las mayores cargas observadas bajo el hallux en sujetos con PPV⁽⁷⁶⁾, y con el comienzo de la extensión del hallux en niños con PPV asintomático antes que en los niños sin alteración⁽²⁰⁸⁾.

En el plano transversal, la significativamente mayor abducción durante el apoyo⁽²⁰⁸⁾, menor adducción durante el despegue^(162, 203) y menor rango total de movimiento en el antepié⁽¹⁶²⁾ observado en los sujetos con PPV se ha relacionado con una restricción del movimiento en lugar de con un movimiento excesivo, como tradicionalmente se ha descrito el PPVF⁽¹⁶²⁾. En este sentido, como la adducción del antepié es parte de la supinación durante el despegue, su reducción podría tener un impacto en la función biomecánica del pie afectando a la supinación durante la fase de propulsión⁽²⁰³⁾. Este patrón de movimiento se muestra también en sujetos con disfunción del tibial posterior⁽²⁰⁷⁾.

En cuanto a la posición del pie durante la fase de oscilación, la disminución de la altura del ALI y el valgo de retropié durante la fase de apoyo, podrían asociarse tanto con un varo como con un valgo de retropié durante la oscilación. La posición de varo se relaciona con la influencia de las estructuras proximales sobre el pie en cadena cinética cerrada, mientras que la de valgo parece ser resultado de la debilidad o ausencia del tibial anterior y/o la potente acción de los extensores de los dedos y del peroneo anterior⁽⁵²⁾.

La relación cinemática entre el retropié y la tibia, condiciona que la pronación excesiva o prolongada del primero se asocie tradicionalmente con una excesiva o prolongada rotación tibial interna y con un valgo de rodilla^(29, 203, 206, 211). Así, autores que observan mayores valores de eversión del retropié durante la marcha encuentran también una mayor rotación interna de la tibia durante la fase de apoyo⁽²⁰³⁾. Esta asociación cinemática se ha relacionado tradicionalmente con un problema biomecánico en la articulación fémoro-tibial, por la necesidad de una rotación externa de tibia para favorecer la extensión de rodilla, que es compensada a través de una rotación interna del fémur⁽²⁹⁾. La rotación interna compensatoria del fémur sin embargo, parece alterar la relación de la articulación patelo-femoral, aumentando la compresión entre la superficie articular lateral de la rótula y el cóndilo femoral lateral^(29, 203). Otros estudios han observado sin embargo una alteración en la pareja de movimiento entre retropié y tibia en adultos con PPVF durante la fase previa a la oscilación, produciéndose el inicio de la rotación medial de la tibia mientras continúa la inversión del retropié, lo que podría ser clínicamente más

importante que las diferencias en la cantidad de movimiento del retropié⁽²⁰⁹⁾.

La alteración de esta pareja cinemática podría ser también la causa de la ausencia de diferencias significativas en el movimiento del retropié en el plano frontal en niños con PPVF, asociada a una significativamente superior rotación interna en la rodilla durante la fase de apoyo, lo que también podría tener implicaciones clínicas⁽¹⁸⁴⁾. Contrariamente a las compensaciones descritas en la literatura⁽²⁹⁾, esta rotación interna de rodilla se asociaba a una significativamente menor rotación interna de cadera durante la fase de apoyo, y una tendencia a una mayor flexión y aducción de cadera⁽¹⁸⁴⁾. La cinemática alterada de la rodilla y la cadera podrían explicarse como un mecanismo compensatorio de la rotación interna excesiva de rodilla⁽¹⁸⁴⁾. Otra característica observada en adultos con PPVF es una significativamente mayor inclinación posterior de la tibia durante el contacto inicial⁽²⁰³⁾.

En cuanto a las variables espacio-temporales, la tendencia a la mayor longitud de la zancada y a la menor cadencia encontrada en adultos con PPVF⁽²⁰³⁾, contrasta con la ausencia de diferencias estadísticamente significativas en parámetros como la cadencia, la longitud del paso, la longitud de la zancada, la velocidad, la duración del ciclo de la marcha, la duración de la fase de apoyo, la duración del apoyo bipodal o la duración de la fase de oscilación en adultos con PPVF con respecto a sujetos sin alteración^(121, 161, 208), lo que parece indicar que la disminución de la altura del ALI no genera cambios en este sentido^(161, 208). Pese a la ausencia de diferencias en la duración de la fase de apoyo, el significativamente más tardío pico de FD de tobillo

tras el contacto inicial observado en adultos con PPV sintomáticos, sin importancia funcional según los autores por la pequeña diferencia de tiempo⁽¹⁶²⁾, podría sin embargo indicar diferencias en las subfases del apoyo.

Los pacientes con PPV secundario a artritis reumatoide (AR) si presentan sin embargo diferencias espaciotemporales con respecto a los sujetos sanos, con mayor duración total del ciclo de marcha y una mayor fase de doble apoyo, así como menor velocidad de la marcha, cadencia y longitud del paso⁽²⁰⁶⁾, lo que reduce la amplitud de las presiones y las fuerzas, pero puede aumentar la carga acumulativa, al aumentar el tiempo de contacto⁽²⁰⁶⁾.

La relación entre el tipo de pie y la actividad muscular en la extremidad inferior no está totalmente establecida en la literatura⁽¹⁶³⁾. Las diferencias cinemáticas observadas en el PPV pueden generar mayor estrés en las estructuras encargadas de controlar el movimiento durante la fase de apoyo de la marcha^(92, 203), consideradas sin embargo improbablemente relacionadas con la sintomatología por algunos autores⁽¹⁶²⁾.

Los cambios cinemáticos en la marcha de los PPV han sido, en ocasiones, relacionados con la falta de actividad muscular en el control de los arcos⁽²¹²⁾, apoyada por la menor activación del abductor del hallux observada en adultos con PPVF⁽²¹³⁾. La mayor rotación interna y eversión del retropié junto con la abducción del antepié observada en adultos con PPVF se ha vinculado, contrariamente a lo expuesto

anteriormente, con la necesidad de un mayor esfuerzo para resupinar e invertir el pie para la propulsión⁽²⁰³⁾. En este sentido, estudios electromiográficos muestran patrones de activación muscular diferentes que sugieren cambios funcionales de los PPV con respecto a los sujetos sin alteración⁽¹⁶²⁾. Durante el contacto inicial, en los sujetos con PPV parece producirse una mayor actividad electromiográfica de la musculatura inversora como el tibial anterior^(162, 163), no asistida por la coactivación del tibial posterior, y asociada a una menor actividad de la musculatura eversora como peroneos, o gemelo externo durante las primeras etapas de la fase de apoyo^(162, 163). La mayor actividad de los músculos inversores podría ser un mecanismo para reducir el estrés excesivo sobre las estructuras y evitar la lesión; mientras que la disminución de la actividad de los músculos eversores se ha relacionado con una compensación neuromuscular para reducir la sobrecarga del ALI, y con una menor inestabilidad lateral que requiere menor control⁽¹⁶³⁾. Al final de la fase de apoyo, la mayor activación de la musculatura eversora como los peroneos, el sóleo o el gemelo externo observada se ha relacionado con un cambio en la estabilidad del pie mientras el peso es transferido hacia los dedos, limitando el peroneo largo el movimiento de adducción e inversión del antepié durante la fase final del apoyo⁽¹⁶²⁾. El análisis proximal de la activación muscular de la extremidad inferior muestra, por otro lado, una significativamente superior activación del vasto medial en adultos con PPVF que justifica el mayor momento aductor observado en la rodilla en los PPV⁽²¹³⁾.

Por tanto, el exceso de movilidad y la menor activación muscular vinculados tradicionalmente con el PPVF durante la marcha, están

actualmente en discusión, observándose escasas diferencias cinemáticas con respecto a sujetos sin alteración e incluso signos de menor movilidad, y cambios en la activación muscular relacionados con un mayor control muscular. Además pocos estudios muestran relación entre el aumento de la eversión en estática y dinámica del retropié, con las mayores diferencias cinemáticas centradas en la mayoría de estos en el antepié.

En este sentido, los últimos estudios sobre cinemática en niños con PPVF aportan más importancia clínica a la alteración de la pareja cinemática entre el retropié y la tibia, que a las escasas diferencias en los movimientos de las distintas partes del pie.

Expuesta así la situación y el estado actual del conocimiento, ante esta problemática, se entiende que puede plantearse una Hipótesis de trabajo y unos Objetivos concretos del mismo, que se enuncian en el siguiente capítulo.

HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

HIPÓTESIS

Los niños con pie plano valgo flexible infantil de entre 3 y 6 años presentan características clínicas y baropodométricas diferenciadoras respecto a los niños sin esta alteración del mismo grupo de edad.

OBJETIVOS

- 1) Estudiar las características relacionadas con el desarrollo neuromadurativo en los niños con pie plano valgo flexible infantil y en los niños del grupo control.
- 2) Analizar las características clínicas de los pies planos valgus flexibles infantiles y los pies del grupo control.
- 3) Conocer las características baropodométricas de los pies planos valgus flexibles infantiles y los pies del grupo control.
- 4) Establecer las diferencias de las características neuromadurativas, clínicas y baropodométricas entre los pies planos valgus flexibles infantiles y los pies del grupo control.
- 5) Desarrollar una clasificación funcional de los pies en los niños de 3 a 6 años de edad.

MATERIAL Y MÉTODOS

4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO

Para la confirmación de la hipótesis descrita previamente, se diseñó un estudio descriptivo transversal, aprobado por el Comité de Ética de Investigación Clínica (siguiendo lo descrito en el Real Decreto 223/2004, del 6 de febrero) (*Anexo 1*). Tanto los participantes en la investigación como los padres o tutores, fueron previamente informados de forma personal tanto verbalmente como por escrito de las características y objetivos del estudio, así como de la garantía de confidencialidad y utilización anónima de la información con una finalidad exclusivamente investigadora. Tras la resolución de todas las dudas surgidas, la aprobación a la participación voluntaria en el estudio quedó recogida a través de la firma del consentimiento informado (*Anexo 2*). Además se aseguró someter todos los datos a la Ley Orgánica de Protección de Datos (LOPD) 15/1999, de 13 de diciembre y la ley 41/2002, del 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica.

4.1.1. Población diana y proceso de reclutamiento

La población diana se compuso por niños y niñas con edades comprendidas entre los 3 y los 6 años. El reclutamiento se llevó a cabo a través de diferentes vías, derivación de la Clínica Universitaria de

Podología de la UCM, y publicidad del estudio a empleados de la UCM, a través del Servicio de Acción Social, y empleados de Gas Natural Unión Fenosa, mediante la Web de acceso restringido de la empresa, y a padres de los colegios Alberto Alcocer y Pablo Picasso mediante charlas informativas.

La selección de la muestra se realizó mediante una anamnesis y una valoración clínica de todos los niños y niñas que acudieron a la Unidad de Fisioterapia de la Clínica Universitaria de Podología de la UCM siguiendo los criterios de inclusión y exclusión detallados a continuación.

4.1.1.1. Criterios de inclusión:

- Pacientes de ambos sexos con edades comprendidas entre los 36 y los 83 meses, inclusive.
- Aceptación de participar en el estudio mediante la firma previa del consentimiento informado por parte del padre, la madre o el tutor/tutora.
- Capacidad del niño o de la niña y del padre, madre o tutor para acudir a la consulta según las estipulaciones del estudio.

4.1.1.2. Criterios de exclusión:

- Diagnóstico de lesión neurológica, enfermedades genéticas, endocrinas, reumáticas, del tejido conectivo, alteración psiquiátrica o del desarrollo.

- Diagnóstico médico y/o podológico de alteraciones ortopédicas del miembro inferior excepto PPVF.
- Presencia de un "test de Jack" y/o "test de puntillas" negativo.
- Haber recibido o estar recibiendo tratamiento ortopédico o fisioterápico por la presencia de PPVF.
- Alteraciones que impidieran la comprensión por parte del niño o de la niña de las consignas verbales y/o visuales o que, por cualquier otra circunstancia asociada a su salud, desaconsejaran su inclusión.

4.1.2. Criterios de selección de los grupos



Figura 9: Medición de la PRCC

Los sujetos fueron categorizados como PPV o pie con alineación neutra (grupo control) a través de la medición de la PRCC, siguiendo el criterio y la metodología llevada a cabo en otros estudios⁽⁷⁶⁾. Esta prueba ha mostrado una fiabilidad intraobservador de moderada a alta (CCI 0,54-0,97) tanto en adultos como en adolescentes y niños^(67, 70, 77, 214) y una fiabilidad interobservador de baja a moderada (CCI 0,25-0,62)⁽⁶⁷⁾. Para aumentar la menor fiabilidad interexaminador mostrada por esta prueba, todas las mediciones fueron realizadas por un único examinador experimentado.

Como el resto de mediciones goniométricas, la PRCC fue realizada mediante un goniómetro de plástico transparente de 360° con dos brazos móviles de 17,5 cm de longitud cada uno, con una escala angular dividida en incrementos de 2° y otra lineal con precisión de 1 mm⁽⁹⁴⁾. Todas las mediciones fueron realizadas por el mismo examinador para aumentar la fiabilidad de las mismas, siguiendo además las recomendaciones que proporcionaron Greene y Heckman para mejorar la fiabilidad de las mediciones goniométricas⁽²¹⁵⁾, y evitando compensaciones con otros segmentos corporales^(84, 93).

Previamente a la valoración de la inclinación del talón respecto a la superficie de apoyo se trazó, con el niño/a en decúbito prono y los pies por fuera de la camilla y alineados con las piernas, la línea vertical de bisección del talón según un plano frontal^(77, 86). La PRCC se midió con un brazo del goniómetro sobre el suelo y el otro alineado sobre la bisectriz del calcáneo, en bipedestación relajada sin apoyo, en la posición natural del niño⁽⁶⁸⁾.

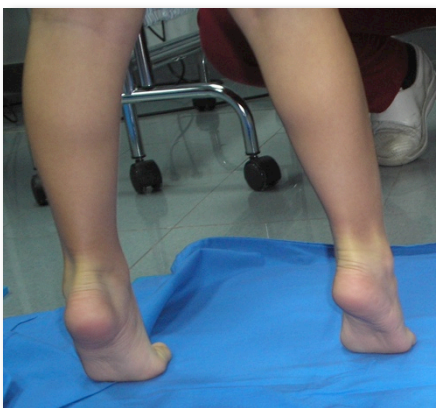


Figura 10: Test de puntillas.

La diferenciación clínica entre un PPVF y un PPVR, se realizó a través del “test de Jack” y el “test de puntillas”^(180, 216), excluyendo a todos aquellos niños en los que no se produjera la elevación del ALI, la inversión de la ASA y la rotación externa de la tibia durante la FD de la 1ª articulación MTF, y la inversión del pie durante la posición de puntillas^(22, 138).

Se clasificaron como PPV aquellos pies con una PRCC superior a los criterios de normalidad definidos por Root para cada grupo de edad entre 3 y 6 años, siendo mayor de 11º para niños entre 36 y 47 meses, mayor de 9º entre 48 y 59 meses, mayor de 8º entre 60 y 71 meses y mayor de 6º entre 72 y 83 meses de edad^(80, 217), tras confirmar la influencia de la edad sobre la PRCC mediante un estudio previo de correlación de variables con resultados estadísticamente significativos.

Para el análisis descriptivo general se han estudiado las características de los niños según pertenecieran al grupo de niños con PPVFI o al grupo control, siguiendo los criterios de selección que se recogen a continuación:

- Grupo de niños con PPVFI: Cumplimiento de los siguientes criterios:
 - Valores superiores a los criterios de normalidad definidos por Root por edades en al menos uno de los pies,
 - “Test de Jack” y/o “test de puntillas” positivo.
- Grupo control: Valores compatibles con los criterios de normalidad definidos por Root en ambos pies

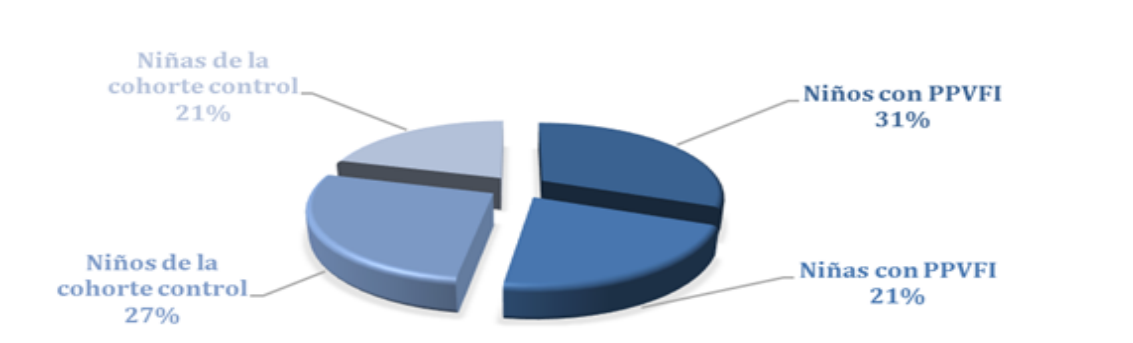
De los 144 niños que acudieron al estudio, fueron excluidos un total de 18 por los siguientes motivos:

- Diagnóstico médico de lesión neurológica (2)
- Diagnóstico médico de enfermedad del tejido conectivo (1)

- Diagnóstico médico y/o podológico de alteraciones ortopédicas del miembro inferior (3)
- Presencia de un "test de Jack" y/o "test de puntillas" negativo (1)
- Estar recibiendo tratamiento ortopédico por el mismo motivo (6)
- Imposibilidad de llevar a cabo el protocolo o anomalías en la recogida de datos (5)

La muestra definitiva se compuso por 126 niños que cumplieron los criterios de inclusión (66 PPVFI y 60 controles), distribuidos por sexos como se muestra a continuación:

Gráfico 1: Distribución de la muestra de niños N = 126 sujetos



La edad media de la muestra total fue de 56,92 meses con una desviación típica (SD) de 13,38 meses, un mínimo de 36 meses y un máximo de 83 meses, siendo la edad media de la Cohorte 1 (niños con PPVFI) de 62,55 meses (SD 11,64) y la de la Cohorte 2 (niños controles) 50,73 (SD 12,47).

Para el estudio, se dividieron los niños por edades, encontrándose 49 niños/as (38,9%) entre 36 y 47 meses, 37 niños/as (29,4%) entre 48 y 59 meses, 20 niños/as (15,9%) entre 60 y 71 meses y 20 niños/as (15,9%) entre 72 y 83 meses. En la siguiente tabla se analizan los datos de la variable edad, en función de la cohorte a la que pertenezcan (PPVFI o cohorte control).

Tabla 1: Distribución de la muestra de niños por edades

EDAD	PPVFI (N/%)	CONTROL (N/%)
36-47 MESES	15 (30,6%)	34 (69,4%)
48-59 MESES	22 (59,5%)	15 (40,5%)
60-71 MESES	16 (80,0%)	4 (20,0%)
72-83 MESES	13 (65%)	7 (35%)

Entre las características descriptivas de los PPVFI y de la cohorte control total se demostraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos en el peso y la estatura.

Tabla 2: Características descriptivas de las cohortes de niños

VARIABLE (UNIDAD)	COHORTE	\bar{X}	SD
PESO (Kg)	PPVFI	20,6	2,98
	CONTROL	17,67	3,15
ESTATURA (m)	PPVFI	1,11	0,07
	CONTROL	1,03	0,08
IMC	PPVFI	16,76	1,61
	CONTROL	16,44	1,65
SEXO MASCULINO (%)	PPVFI	59,1	
	CONTROL	56,7	

IMC: Índice de masa corporal **\bar{X} :** Media; **SD:** Desviación típica

El análisis de las características descriptivas de los niños por grupos de edad, no mostró diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes en ninguna de las variables.

Para el análisis clínico y baropodométrico se estudiaron los pies, derecho e izquierdo, de forma independiente, metodología empleada en otras investigaciones^(33, 72, 76, 98, 120, 138, 218).

- Grupo de PPVFI:
 - Valores superiores a los criterios de normalidad definidos por Root por edades,
 - “Test de Jack” y/o “test de puntillas” positivo,

- Grupo de pies control: Valores compatibles con los criterios de normalidad definidos por Root.

La muestra constó de 252 pies (91 PPVFI y 161 controles), distribuidos por sexos y edades como se muestra a continuación (Gráfico y tabla):

Gráfico 2: Distribución de la muestra de niños N = 252 pies

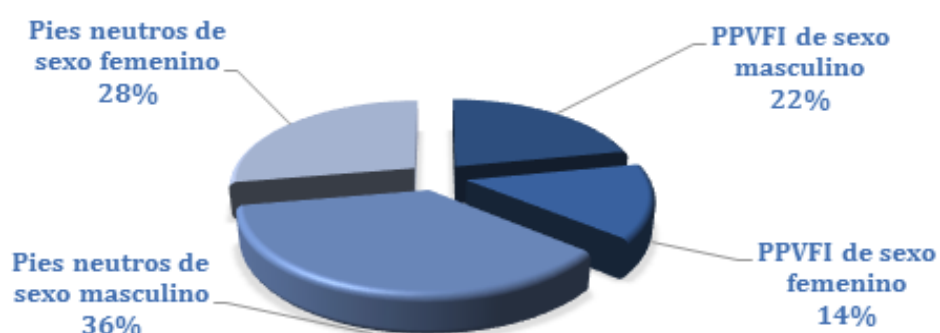


Tabla 3: Distribución de la muestra de pies por edades

EDAD	PPVFI (N/%)	CONTROL (N/%)
36-47 MESES	20 (20,41%)	78 (79,59%)
48-59 MESES	35 (47,30%)	39 (52,70%)
60-71 MESES	16 (40,0%)	24 (60,0%)
72-83 MESES	20 (50,0%)	20 (50,0%)

Entre las características descriptivas de los PPVFI y de la cohorte control total se demostraron diferencias estadísticamente significativas entre los dos grupos en el peso y la estatura.

Tabla 4: Características descriptivas de las cohortes de pies

VARIABLE (UNIDAD)	COHORTE	\bar{X}	SD	SIG.
PESO (Kg)	PPVFI	20,51	3,15	<0,001**
	CONTROL	18,46	3,28	
ESTATURA (m)	PPVFI	1,11	0,07	<0,001**
	CONTROL	1,05	0,08	
IMC	PPVFI	16,66	1,61	0,741
	CONTROL	16,59	1,65	
SEXO MASCULINO (%)	PPVFI	60,4		0,545
	CONTROL	56,5		

IMC: Índice de masa corporal \bar{X} : Media; SD: Desviación típica

** $p < 0,001$

El análisis de las características descriptivas por grupos de edad, no mostró diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes en ninguna de las variables.

4.2. DESCRIPCIÓN DE LAS VARIABLES Y METODOLOGÍA EMPLEADA PARA SU OBTENCIÓN

El protocolo de valoración, de duración aproximada de 60 minutos, se realizó en un mismo día para cada niño, en las instalaciones de la Clínica Universitaria de Podología de la UCM.

La valoración fue llevada a cabo por dos fisioterapeutas, con el objetivo de agilizar el proceso y aumentar la fiabilidad de los datos obtenidos, una explicaba detenidamente el estudio a los padres y

resolvía las dudas, entregaba el consentimiento informado (Anexo 2), realizaba la entrevista personal sobre sus hijos y el análisis baropodométrico, y la otra efectuaba las mediciones goniométricas. Tras la valoración, cada niño recibía un informe en el que se recogían los resultados de la valoración y las recomendaciones derivadas (Anexo 3).

4.2.1. Variables independientes:

Durante la entrevista a los padres, de aproximadamente 15 minutos, se recogieron datos relativos a los antecedentes médicos del menor, antecedentes familiares, datos relacionados con el desarrollo neuromadurativo y motor, y la posible presencia de sintomatología y características de la misma^(62, 219). Todas las respuestas fueron recogidas en una hoja de valoración (Anexo 4) tal y como se detalla a continuación.

- Riesgo biológico (Sí/No, cualitativa dicotómica). Se valoró la presencia de factores de riesgo neurológico y sensorial, visual o auditivo (Anexo 5)⁽²²⁰⁾.
- Características del parto (cualitativa categórica). Se diferenció entre parto natural y a término, y parto provocado, con cesárea, instrumentado con fórceps o con necesidad de aplicar ventilación mecánica (VM) o reanimación al recién nacido, y pretérmino o postérmino⁽²²¹⁾.

- Peso al nacimiento (cualitativa categórica), clasificación llevada a cabo siguiendo los criterios de la Organización Mundial de la Salud⁽²²²⁾.
- Control vesical diurno (Sí/No, cualitativa dicotómica), edad del control vesical (en meses, cuantitativa continua), control vesical nocturno (Sí/No, cualitativa dicotómica), edad del control vesical nocturno (en meses, cuantitativa continua), control anal (Sí/No, cualitativa dicotómica) y edad del control anal (en meses, cuantitativa continua). Se consideró como situación de control de la continencia urinaria diurna y nocturna la ausencia total o frecuente de escapes, respectivamente. Se clasificó como control de la continencia fecal la ausencia de escapes incontrolados de heces, ni diurnos ni nocturnos.
- Edad de inicio del habla (en meses, cuantitativa continua). Se anotó la edad en la que el niño o la niña pronunció sus primeras palabras.
- Gateo (Sí/No, cualitativa dicotómica), forma de gateo (cualitativa categórica) y edad de comienzo del mismo (en meses, cuantitativa continua). Se anotó si el niño o la niña había gateado en algún momento de su desarrollo motor o no, se clasificó la forma de desplazamiento utilizada preferentemente por el niño y se recogió la edad en la que el niño o la niña comenzó a gatear o a desplazarse por el suelo⁽²²³⁾.
- Edad de inicio de la marcha (en meses, cuantitativa continua). Se registró la edad en la que el niño o la niña fue capaz de dar al menos cinco pasos de forma independiente⁽²²⁴⁾.
- Uso de tacatá (Sí/No, cualitativa dicotómica)^(223, 225).

- Sedestación adecuada (Sí/No, cualitativa dicotómica). Se recogió la sedestación habitual adquirida por el niño, considerándose adecuada la sedestación en indio, con los miembros inferiores cruzados por delante con las rodillas abiertas, e inadecuadas, la sedestación en "W", con los miembros inferiores por delante del cuerpo con los muslos juntos, de forma que los pies quedan por fuera de las rodillas; en posición de "conejito" o de rodillas; en "*long-sitting*" (sedestación larga), con los miembros inferiores extendidos completamente por delante del tronco^(151, 226).
- Práctica de ejercicio físico habitual (Sí/No, cualitativa dicotómica)⁽¹³⁶⁾.
- Torpeza (Sí/No, cualitativa dicotómica). Se les consultó a los padres y tutores sobre la presencia de torpeza, caídas frecuentes y/o descoordinado con respecto a los niños de su edad⁽¹³⁶⁾.
- Dolor (Sí/No, cualitativa dicotómica). Se registró la presencia del dolor en miembros inferiores al caminar, tras el ejercicio físico o en forma de calambres nocturnos^(18, 22, 59, 135, 138, 140, 142).

Las siguientes características descriptivas fueron anotadas en la hoja de recogida de datos empleada para la valoración clínica (Anexo 6):

- Edad (expresada en meses, cuantitativa continua). Se tomó como edad del niño o de la niña los meses cumplidos, es decir, último mes completado en su totalidad, corrigiéndose en el caso de niños prematuros.
- Sexo (Mujer/hombre, cualitativa dicotómica).
- Estatura (expresada en m, cuantitativa continua).

- Peso (expresado en kg, cuantitativa continua).

Las mediciones de la estatura y el peso se realizaron de acuerdo con un protocolo estandarizado, utilizando una balanza calibrada con una precisión de ± 100 g y un tallímetro con una precisión de ± 1 mm.

4.2.2. Variables dependientes:

▶ Valoración clínica:

Todas las mediciones clínicas, con una fiabilidad intraexaminador alta, con coeficientes de correlación intraclase superiores al 0,74^(67, 70, 84, 93, 94, 214, 227), fueron realizadas por un único examinador experimentado y adiestrado previamente. El examinador tomó tres mediciones de cada prueba, empleando para el estudio, la media de estas^(84, 93). Todos los resultados fueron recogidos en una hoja de valoración (*Anexo 6*):

▷ Exploración de la huella plantar

Para la valoración de la huella plantar se empleó la observación directa de la misma en el podoscopio en bipedestación relajada sin apoyo, recogiéndose tres variables:

- Tipo de huella (Cualitativa, categórica): Siguiendo los criterios de clasificación de Viladot y cols., las huellas fueron clasificadas en normal, plano grado I, II, III, IV y excavada grado I o grado II⁽²¹⁶⁾.

- Pico de pronación (Sí/No, cualitativa dicotómica): Se valoró la posible presencia de una marca en forma de pico en la proyección vertical de la zona anteromedial del calcáneo secundaria a una hiperpronación del talón en niños con un ALI conservado⁽⁶²⁾.
- Apoyo de talón (Sí/Disminuído o estrecho, cualitativa dicotómica): Se clasificó el apoyo de talón como normal, aquel que mostraba unas dimensiones proporcionales al resto de estructuras del pie, como disminuido cuando se observaba una pérdida del apoyo, y como estrecho cuando su anchura era igual o más estrecha que la del mediopié.



Figura 11: Clasificación de la huella plantar

▷ **Exploración biomecánica:**

Todas las mediciones goniométricas que se exponen fueron realizadas empleando la metodología especificada en la valoración de la PRCC, con las características propias de cada prueba, tal y como se describen a continuación:

- Navicular drop o caída del navicular (expresado en mm, cuantitativa continua, sin decimales): Se evaluó el descenso de la tuberosidad del escafoides o navicular en el plano sagital en bipedestación, desde la posición neutra de la ASA, con el pie apoyado en el suelo sin carga, hasta la posición relajada de la ASA con un 50% de carga de peso en cada pie^(20, 57) (fiabilidad intraobservador CCI: 0,74 en niños y fiabilidad interobservador = 0,55-0,73^(67, 70)).
- Tercio distal de la tibia (+/- expresado en °, cuantitativa continua, sin decimales): Se valoró con un brazo del goniómetro sobre el suelo y el otro alineado sobre la bisectriz del TDP, con el niño en bipedestación relajada sin apoyo y con los pies en posición natural^(57, 84).
- Ángulo de pronación (+/- expresado en °, cuantitativa continua, sin decimales): Se valoró el ángulo formado entre la bisectriz del calcáneo y la bisectriz del TDP en bipedestación relajada sin apoyo y con los pies en posición, suma del valor del ángulo de la PRCC y del TDP natural (fiabilidad intraobservador CCI: 0,88 y fiabilidad interobservador = 0,86)^(57, 84).

- FD pasiva de tobillo con rodilla en extensión y en flexión (expresado en $^{\circ}$, cuantitativa continua, sin decimales): Se evaluó con el niño/a en decúbito prono sobre la camilla de exploración con la rodilla extensión completa o en flexión de 90° y el pie en posición neutra de 90° , estabilizando la tibia y el peroné para evitar el movimiento de la rodilla y la rotación de cadera⁽⁹⁴⁾. La máxima FD pasiva se valoró en ambos casos con el brazo fijo del goniómetro a lo largo del peroné, situando el fulcro bajo el maleolo peroneo, y el brazo móvil sobre la cara lateral del quinto MT, manteniendo la posición neutra de la ASA^(73, 94). Se tomó como 0° de FD de tobillo la posición de FP completa, en lugar de la perpendicular del pie respecto de la pierna⁽⁷³⁾ (fiabilidad intraobservador CCI 0,90 y fiabilidad interobservador 0,50)^(93, 94).



Figura 12: Medición de la flexión dorsal de tobillo con extensión de rodilla



Figura 13: Medición de la flexión dorsal de tobillo con flexión de rodilla

- Ángulo poplíteo (expresado en $^{\circ}$, cuantitativa continua): Se evaluó con el niño/a en decúbito supino, con la cadera del miembro inferior a explorar en flexión de 90° y en posición de 0° de abducción, aducción y rotación y la extremidad inferior contralateral en reposo con la rodilla en extensión y en posición

neutra sobre la camilla⁽⁷³⁾. Desde esta posición, evitando compensaciones y con el fulcro del goniómetro colocado sobre el epicóndilo lateral del fémur, el brazo proximal alineando con la línea media lateral del fémur, y el brazo distal con la línea media lateral del peroné, se extendió la rodilla pasivamente hasta el final del rango de movilidad⁽⁷³⁾. Se registró el ángulo suplementario a 180° (fiabilidad intraobservador CCI 0,929)^(96, 227).

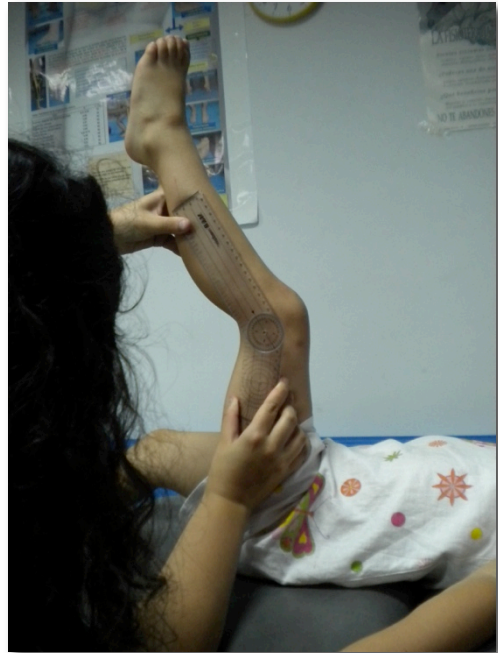


Figura 14: Medición del ángulo poplíteo

► **Análisis instrumental de la marcha mediante baropodometría:**

Sistema Footscan® Gait Clinical System



Figura 15: Valoración baropodométrica

El sistema **Footscan® Plate System. Footscan 7.x gait interface** (RSscan International, Olen, Belgium) está formado por una plataforma de presiones de 200 x 40 x 2 cm, con 16384 sensores y una velocidad de medición de 500 Hz, conectado al puerto USB2.0 de un ordenador, con un software que permite hacer mediciones tanto estáticas como dinámicas, con análisis multipaso⁽²²⁸⁾.

Fue una misma persona la encargada de la calibración del sistema y de la toma de datos, previa introducción del peso y el número de pie del niño. El protocolo de valoración consistió en un análisis dinámico sobre la plataforma, integrada en una pista de marcha de 9 metros, permitiendo la realización de al menos 3 pasos antes de la toma de datos, y asegurando así la realización de una marcha normal^(100, 123, 229). Previamente a la recogida de los datos se permitió a los niños caminar libremente sobre la plataforma durante 1 minuto, con la mirada al frente y a velocidad propia y mantenida durante toda la valoración^(2, 33, 34, 40, 110, 111, 122, 230).

Se recogieron un mínimo de 10 huellas de cada pie por niño, número recomendado para asegurar una fiabilidad clínica en el mediopié, el primer y el quinto MT, y los dedos, pues son los datos menos consistentes^(130, 231), eliminando todas aquellas que no fueran adecuadas⁽⁴⁰⁾. Para el análisis de los resultados fueron empleados los valores medios de las 10 huellas.

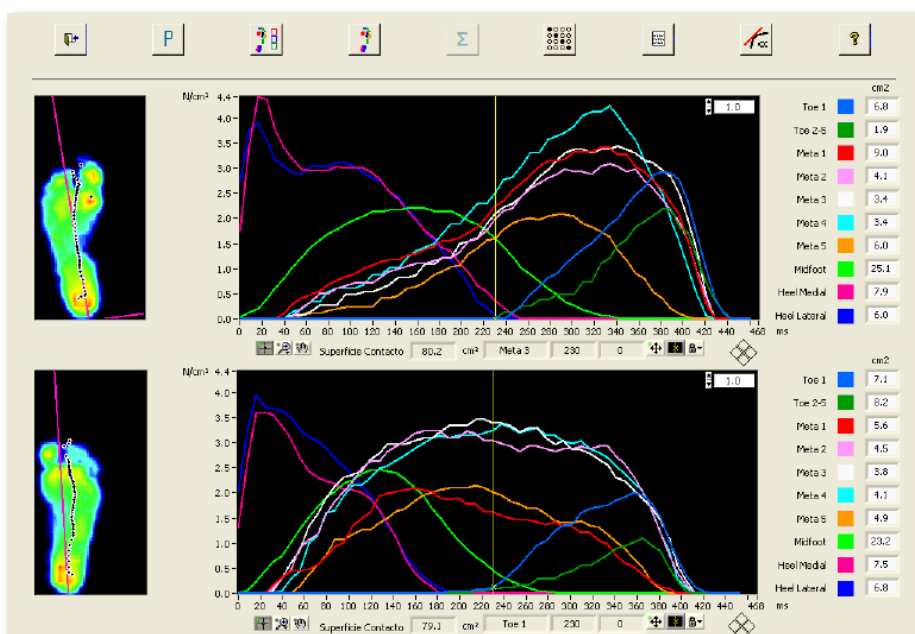


Figura 16: Pantalla del sistema F-Scan® que muestra la distribución de las presiones

La fiabilidad del sistema F-Scan® 2D Gait Clinical 2m system, ha sido demostrada por diferentes investigaciones con valores de correlación intraclase de buenos a excelentes⁽¹⁰⁹⁻¹¹¹⁾. Las variables analizadas (cuantitativas continuas) fueron halladas para cada una de las regiones del pie, dividido automáticamente por el software de la plataforma en tres, antepié, mediopié y retropié, o en diez, retropié medial, retropié lateral, mediopié, los cinco MTs, el hallux y el resto de los dedos en conjunto, segmentación empleada frecuentemente en la investigación^(42, 109, 110, 232). Esta división permite garantizar un elevado nivel de precisión e identificar diferencias baropodométricas sutiles entre grupos⁽¹⁰⁹⁾. Se realizó una verificación visual para asegurar la coincidencia de las estructuras anatómicas con las divisiones generadas⁽¹⁰⁹⁾.

▶ **Variables de contacto:**

- ▷ Porcentaje de contacto (expresado en %): Indica la superficie de contacto de las distintas regiones del pie respecto a la superficie del pie total.

▶ **Variables de carga:**

- ▷ Máxima presión (expresado N/cm²): Valor que expresa el máximo valor de la media de presión que experimentan las diferentes regiones del pie a cualquier tiempo dado, durante el tiempo total que dicha zona recibe la carga en la marcha⁽¹¹³⁾. Este valor minimiza las posibles alteraciones en las cargas producidas por gestos bruscos⁽¹¹⁶⁾, proporcionando una explicación del

comportamiento típico de las presiones en las distintas regiones durante el ciclo de la marcha⁽¹⁰¹⁾.

- ▷ Presión pico (expresado en N/cm²): Máximo valor de presión obtenido en un único sensor de la zona analizada durante toda la fase de apoyo^(101, 113, 116).
- ▷ Porcentaje de impulso (expresado en %): Indica la presión aplicada durante el contacto de cada región del pie con el suelo en función del impulso total que ejerce el pie, correlacionando la presión y la duración de la aplicación^(101, 102). Puede considerarse como la sumación temporal de las presiones durante el contacto del pie^(40, 42).

► **Variables de tiempo:**

- ▷ Inicio (expresado en ms): Instante en el que se activan al menos tres sensores de cada región con una fuerza resultante de 5 N⁽¹¹⁰⁾.
- ▷ Duración del paso (expresado en ms): Tiempo transcurrido desde el inicio de la presión aplicada por el pie en el suelo hasta el final de la misma durante el despegue.
- ▷ Porcentaje de tiempo de apoyo (expresado en %): Duración de la presión en cada una de las regiones del pie con respecto al tiempo total del paso.
- ▷ Porcentaje de tiempo de máxima presión (expresado en %): Momento en el que ejerce la máxima presión en cada región del pie con respecto al tiempo total del apoyo.

► **Variables del patrón de marcha:**

- ▷ Ángulo de progresión del pie o ángulo de marcha (+/-expresado en °): Diferencia angular entre el eje del pie y la dirección de progresión del mismo durante la marcha⁽¹⁴¹⁾, siendo negativos (con signo -) los datos referidos a ángulos de adducción y positivos los ángulos de abducción.

4.3. RECOGIDA DE LA INFORMACIÓN Y MÉTODOS ESTADÍSTICOS

Toda la información fue incluida en un cuaderno de recogida de datos en el que figuraba el número de historia, codificado según una tabla de equivalencias alfanuméricas. Los pacientes que rechazaron la participación en el estudio y sus motivos también fueron registrados en un diario de rechazos.

Tras el procesamiento previo de los 10 registros del análisis baropodométrico de cada niño en el programa Excel, todos los datos fueron introducidos en los paquetes estadísticos SPSS v.19.0 y SPAD.N v.7.0 para Windows, software donde se llevaron a cabo los análisis estadísticos.

El estudio de las interrelaciones entre variables se realizó mediante el coeficiente de correlación lineal de Pearson. Con el objetivo de cuantificar la relación entre la PRCC y la edad, y desarrollar una ecuación lineal con fines predictivos, se llevó a cabo una regresión lineal simple entre ambas variables.

El análisis descriptivo de la muestra de niños y de pies en las dos cohortes totales y por grupos de edad de las variables cualitativas se realizó a través de la distribución de frecuencias, y el de las variables cuantitativas mediante la media y la desviación estándar. Para el análisis de las diferencias entre grupos de las variables cualitativas se empleó el método de la Chi-cuadrado, y para el análisis de las

variables cuantitativas, la T de Student, previa observación de la distribución normal de los datos.

Para la caracterización de los grupos de edad con respecto a la cohorte a la que pertenezcan (pies del grupo control o PPVFI) mediante las variables cuantitativas, se realizó un análisis de las diferencias de las medias mediante la t de Student. A través del método de la Chi-cuadrado se estudió la proporción de las categorías de distintas variables del grupo de edad con respecto a su cohorte.

La clasificación funcional de los pies de la muestra total se realizó mediante un análisis de conglomerados o grupos homogéneos con respecto a las variables baropodométricas. Se aplicó la técnica de Análisis de Componentes Principales (ACP) seguida de un análisis de conglomerados ascendente jerárquico aplicado a las puntuaciones factoriales obtenidas en el ACP y empleando el criterio de agregación de Ward. La decisión final del número de conglomerados se tomó por un salto de los índices de agregación del árbol jerárquico. Realizado un corte en la jerarquía de conglomerados, la partición final obtenida se mejoró mediante un proceso iterativo de consolidación de centroides móviles. Se realizó una descripción de las características que definen cada conglomerado a través de las diferencias con respecto a los valores medios de las variables cuantitativas en todo el grupo de pies estudiados mediante la t de Student, y de las diferencias en las proporciones de las categorías de las variables cualitativas mediante el método de la Chi-cuadrado.

Para todos los tests realizados, se ha considerado una significación estadística con valores de $p < 0,05$, para un intervalo de confianza del 95%, y de $p < 0,001$, para un intervalo de confianza del 99%.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados en base al siguiente orden:

5.1. Resultados de la correlación entre la PRCC y la edad.

5.1.1. Correlación entre la PRCC y la edad en la muestra total de pies.

5.1.2. Regresión lineal entre la PRCC y la edad por cohortes (PPVFI y control)

5.2. Resultados de la entrevista clínica.

5.3. Resultados de la valoración clínica.

5.3.1. Análisis de los resultados de la podoscopia.

5.3.2. Análisis de los resultados de la exploración clínica goniométrica.

5.4. Resultados del análisis baropodométrico.

5.4.1. Correlación entre la edad, el peso, la FD de tobillo con rodilla en extensión y la PRCC, y las variables baropodométricas.

5.4.2. Análisis baropodométrico descriptivo y características diferenciales entre cohortes.

5.4.2.1. Variables de contacto.

5.4.2.2. Variables de carga.

5.4.2.3. Variables temporales.

5.4.3. Caracterización de las cohortes PPVFI y control, por grupo de edad.

5.4.3.1. Caracterización de la cohorte PPVFI por grupos de edad.

5.4.3.2. Caracterización de la cohorte control por grupos de edad.

5.4.4. Clasificación funcional de los pies de la muestra total.

5.1. RESULTADOS DE LA CORRELACIÓN ENTRE LA PRCC Y LA EDAD

5.1.1. Correlación entre la PRCC y la edad en la muestra total

Tabla 5: Correlación lineal entre la PRCC y la edad en la muestra total

PRCC	EDAD	
	CORRELACIÓN DE PEARSON	-0,132
	SIG.	0,036*

*p<0,05

5.1.2. Regresión lineal entre la PRCC y la edad por cohortes

Tabla 6: Regresión lineal entre la PRCC y la edad por cohortes (PPVFI y control)

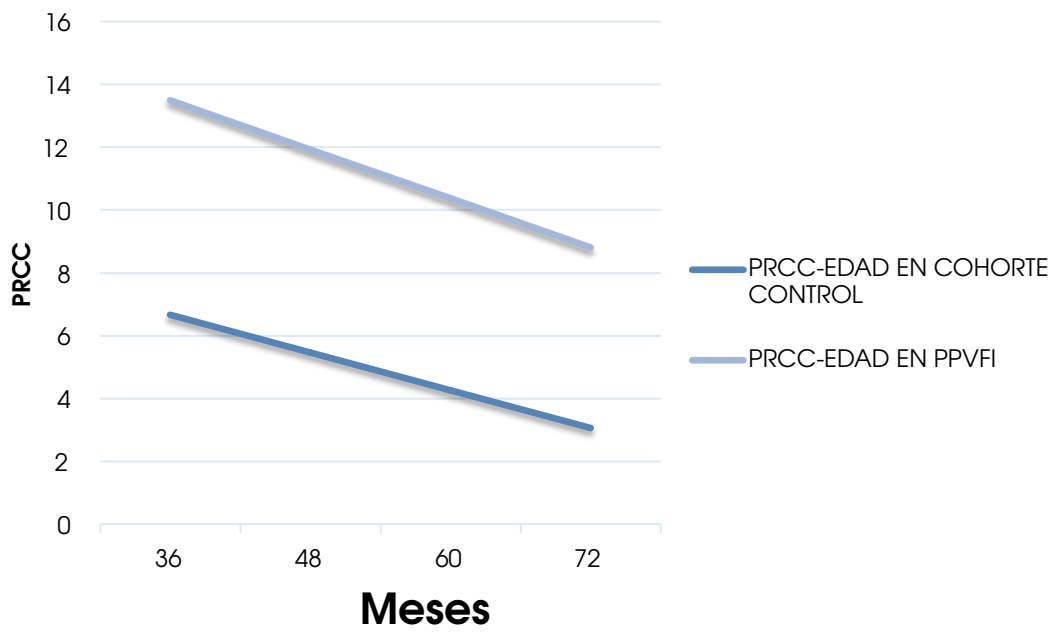
ORIGEN	SUMA DE CUADRADOS TIPO III	MEDIA CUADRÁTICA	SIG.
INTERSECCIÓN	1818,165	1818,165	<0,001**
GRUPO	140,542	140,542	<0,001**
EDAD	449,61	449,61	<0,001**
GRUPO * EDAD	8,38	8,38	0,267

Tabla 7: Correlación lineal entre la PRCC y la edad por cohortes (PPVFI y control)

	CORRELACIÓN (R)	R ²
PRCC-EDAD EN COHORTE CONTROL	0,43	0,19
ECUACIÓN	Y = 10,26 – 0,10x	
PRCC-EDAD EN PPVFI	0,55	0,31
ECUACIÓN	Y = 18,17- 0,13x	

**p<0,001

Gráfico 3: Representación gráfica de la correlación entre la PRCC y la edad por cohortes



5.2. RESULTADOS DE LA ENTREVISTA CLÍNICA

La siguiente tabla muestra los resultados de la entrevista clínica, observándose diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes en el tipo de parto y las características del mismo, la presencia de control anal, el empleo de gateo como desplazamiento durante los primeros meses, y el tipo de sedestación.

Tabla 7: Resultados de la entrevista clínica por cohortes (PPVFI y control) en la muestra total de niños

VARIABLES (UNIDAD)	COHORTE	\bar{X}	SD	SIG.
Parto natural a término (%)	PPVFI	38,5		0,041*
	COHORTE	56,9		
Presencia de factores de riesgo biológico (%)	PPVFI	6,2		0,815
	COHORTE	5,2		
Peso normal al nacimiento (%)	PPVFI	71,90%	72,40%	0,563
	COHORTE			
Edad de control vesical diurno (meses)	PPVFI	28,69	6,61	0,628
	COHORTE	28,18	5,11	
Control vesical diurno (%)	PPVFI	3		0,909
	COHORTE	3,4		
Edad de control vesical nocturno (meses)	PPVFI	31,38	9,5	0,949
	COHORTE	31,51	10,73	
Control vesical nocturno (%)	PPVFI	80,3		0,072
	COHORTE	66,1		
Edad de control anal (meses)	PPVFI	28,19	7,33	0,569
	COHORTE	27,5	8,42	
Control anal (%)	PPVFI	100		0,030*
	COHORTE	93,1		
Edad de inicio del gateo (meses)	PPVFI	8,9	2,09	0,292
	COHORTE	8,26	3,1	
Edad de inicio de la marcha (meses)	PPVFI	13,29	2,21	0,701
	COHORTE	13,14	2,11	

VARIABLES (UNIDAD)	COHORTE	\bar{X}	SD	SIG.
Edad de inicio del habla (meses)	PPVFI	16,28	6,93	0,105
	COHORTE	18,38	7,08	
Empleo del gateo para desplazarse (%)	PPVFI	83,1		0,018*
	COHORTE	64,4		
Gateo normal (%)	PPVFI	69,6		0,231
	COHORTE	59,57		
Edad de inicio del gateo (meses)	PPVFI	8,9	2,08	0,292
	COHORTE	8,26	3,1	
Sedestación adecuada (%)	PPVFI	50,8		0,018*
	COHORTE	30		
Empleo de tacatá (%)	PPVFI	22,7		0,967
	COHORTE	22,4		
Práctica de ejercicio físico habitual (%)	PPVFI	90,9		0,387
	COHORTE	94,9		
Presencia de torpeza (%)	PPVFI	45,8		0,556
	COHORTE	43,1		
Presencia de dolor (%)	PPVFI	47		0,08
	COHORTE	31,7		

\bar{X} : Media; SD: Desviación típica

* $p < 0,005$

En el análisis por grupos de edad, cabe destacar que aunque la presencia de dolor en la muestra total, superior en la cohorte de PPVFI, no muestra diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes, sí lo hace entre 72 y 83 meses de edad ($p = 0,019$), con un 69,2% de los niños con PPVFI con dolor, frente al 14,3% del grupo de la misma edad de la cohorte control. En el resto de grupos de edad no se observaron diferencias estadísticamente significativas.

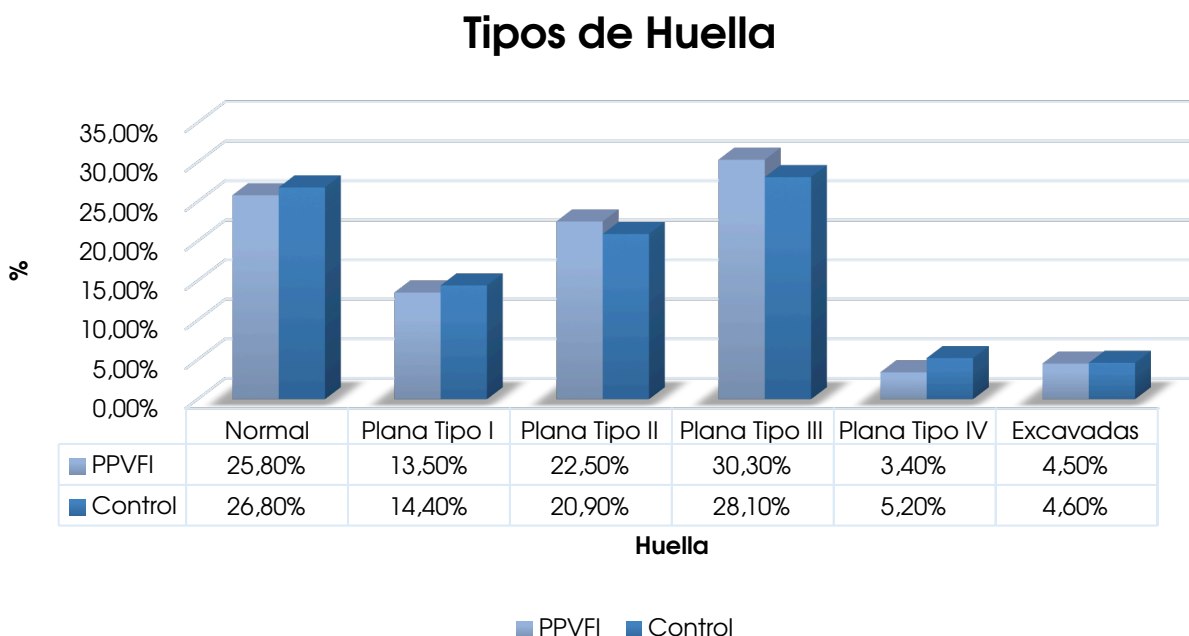
5.3. RESULTADOS DE LA VALORACIÓN CLÍNICA

5.3.1. Análisis de los resultados de la podoscopia

El análisis de las huellas de la muestra total a través de la podoscopia mostró un 25,4% de huellas de características normales, un 13,5% de huellas planas tipo I, un 20,6% de huellas planas tipo II, un 27,8% de huellas planas tipo III, un 4,4% de huellas planas tipo IV y un 4,4% de huellas excavadas.

En el siguiente gráfico se representan los distintos tipos de huella en función de la cohorte a la que pertenecen (PPVFI o control).

Gráfico 4: Tipos de huellas por cohortes (PPVFI y control)



En la muestra total de pies, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ambas cohortes, con proporciones similares de los distintos tipos de huellas. La distribución por edades del tipo de huella tampoco mostró diferencias estadísticamente significativas entre ambas cohortes.

A través de la huella plantar se analizaron además la posible presencia de pico de pronación y la calidad del apoyo de talón, observándose en la muestra total un 91,3% de niños sin pico de pronación, y un apoyo de talón adecuado en el 82,9%. La distribución por cohortes se refleja en la siguiente tabla.

Tabla 9: Características de la huella por cohortes (PPVFI y control) en la muestra total de pies

VARIABLES		PPVFI	CONTROL	SIG.
Pico de pronación	NO	88,80%	86,90%	0,676
	SÍ	11,20%	13,10%	
Apoyo de talón	Adecuado	74,20%	93,50%	<0,001*
	Disminuido/estrecho	25,80%	6,50%	

**p<0,001

No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes en la presencia de pico de pronación en la muestra total ni por grupos de edad. El análisis del apoyo de talón mostró un significativamente mayor porcentaje de pies con un apoyo del mismo disminuido o estrecho en los PPVFI de la muestra total ($p < 0,001$) y de los grupos de edad entre 48 y 83 meses ($p = 0,045$ entre 48 y 59, $p = 0,001$ entre 60 y 71 meses, $p = 0,045$).

5.3.1. Análisis de los resultados de la exploración clínica goniométrica

La siguiente tabla muestra las mediciones goniométricas de las dos cohortes en la muestra total de pies, con diferencias estadísticamente significativas en todas ellas.

Tabla 10: Exploración clínica goniométrica por cohortes (PPVFI y control) en la muestra total de pies

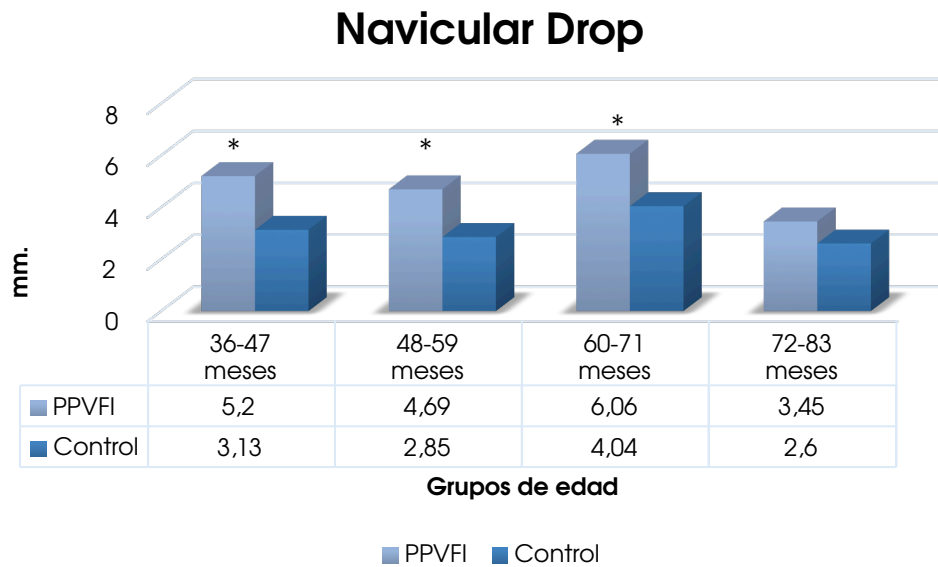
EXPLORACIÓN CLÍNICA GONIOMÉTRICA	COHORTES	\bar{X}	SD	SIG.
ND (mm)	PPVFI	4,77mm	3,42mm	<0,001**
	COHORTE	3,13mm	2,24mm	
Ángulo de pronación (°)	PPVFI	12,34°	3,84°	<0,001**
	COHORTE	7,47°	3,82	
FD de tobillo con flexión de rodilla (°)	PPVFI	116,94°	9,12°	0,007*
	COHORTE	120,30°	8,25°	
FD de tobillo con extensión de rodilla (°)	PPVFI	99,14°	8,19°	0,002*
	COHORTE	102,94°	8,33°	
Ángulo poplíteo (°)	PPVFI	147,04°	10,26°	0,020*
	COHORTE	150,67°	10,93°	

\bar{X} : Media; SD: Desviación típica

**p<0,001 *p<0,05

Las siguientes gráficas muestran las diferentes medidas goniométricas en las dos cohortes por grupos de edad.

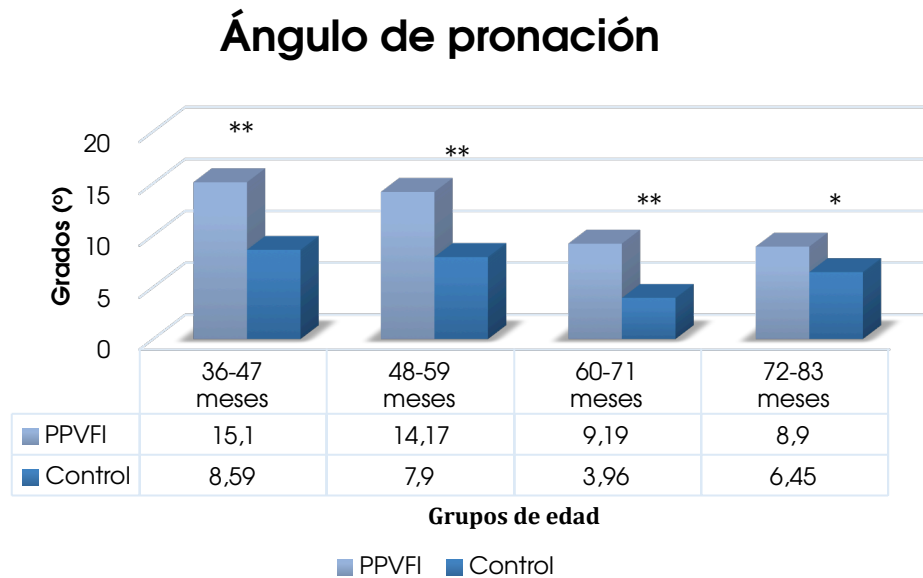
Gráfico 5: Exploración del ND por grupos de edad en las dos cohortes (PPVFI y control)



* $p < 0,05$

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes entre 36 y 47 meses ($p = 0,023$), entre 48 y 59 meses ($p = 0,014$) y entre 60 y 71 meses ($p = 0,028$).

Gráfico 6: Exploración del ángulo de pronación por grupos de edad en las dos cohortes (PPVFI y control)



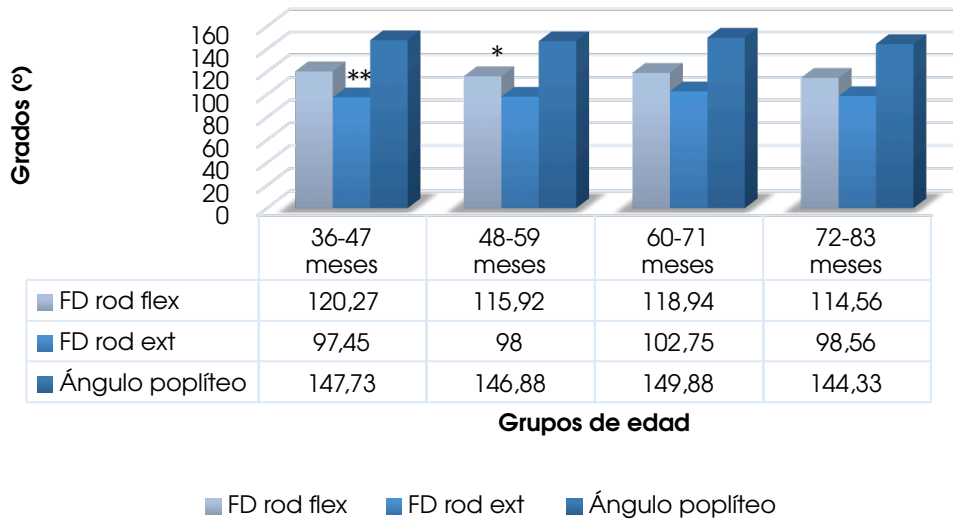
****p<0,001 *p<0,05**

Se observaron diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes en todos los grupos de edad (entre 36 y 71 meses $p<0,001$, y entre 72 y 83 meses, $p=0,008$).

El análisis de las mediciones goniométricas del miembro inferior entre ambas cohortes por edades, mostró diferencias estadísticamente significativas en la FD de tobillo con flexión de rodilla entre los 48 y 59 meses de edad ($p= 0,016$) y en la FD de tobillo con extensión de rodilla entre los 36 y 47 meses de edad ($p=0,001$).

Gráfico 7: Exploración de la FD con rodilla en flexión y extensión y el ángulo poplíteo por grupos de edad en la cohorte de PPVFI

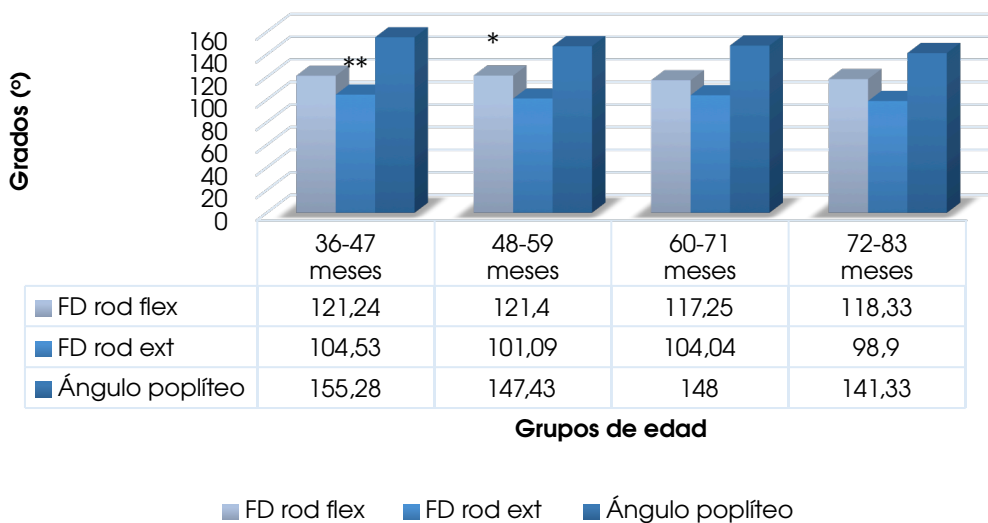
Flexión dorsal de tobillo y Ángulo poplíteo en los PPVFI



**p<0,001 *p<0,05; FD: Flexión dorsal

Gráfico 8: Exploración de la FD con rodilla en flexión y extensión y el ángulo poplíteo por grupos de edad en la cohorte control

Flexión dorsal de tobillo y Ángulo poplíteo en la cohorte control



**p<0,001 *p<0,05; FD: Flexión dorsal

5.4. RESULTADOS DEL ANÁLISIS BAROPODOMÉTRICO

5.4.1. Correlación entre la edad, el peso, la FD de tobillo con rodilla en extensión y la PRCC, y las variables baropodométricas

La siguiente tabla refleja la correlación entre las variables edad, peso, FD con rodilla en extensión y PRCC, y todas las variables baropodométricas empleadas en el estudio en la muestra total.

Tabla 11: Correlación lineal entre la edad, el peso, la FD de tobillo con rodilla en extensión y la PRCC, y las variables baropodométricas en la muestra total de pies

		EDAD	PESO	FD con rodilla extendida	PRCC
% C hallux	r	0,163	-0,008	0,055	-0,117
	SIG.	0,010*	0,903	0,414	0,065
% C dedos 2 ^o -5 ^o	r	0,148	0,054	-0,003	-0,082
	SIG.	0,019*	0,393	0,966	0,195
% C 1 ^{er} MT	r	0,052	0,004	-0,245	-0,003
	SIG.	0,412	0,951	<0,001**	0,963
% C 2 ^o MT	r	0,253	0,245	-0,123	0,107
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,066	0,091
% C 3 ^{er} MT	r	0,255	0,206	-0,041	0,078
	SIG.	<0,001**	0,001*	0,542	0,217
% C 4 ^o MT	r	0,402	0,332	-0,113	0,087
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,092	0,171
% C 5 ^o MT	r	-0,104	-0,107	-0,036	-0,118
	SIG.	0,099	0,089	0,596	0,061
% C MP	r	-0,385	-0,27	0,331	0,060
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,343
% C RM	r	0,375	0,347	-0,300	0,114
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,071
% C RL	r	0,406	0,354	-0,302	0,134
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,033*

		EDAD	PESO	FD con rodilla extendida	PRCC
Max P hallux	r	0,261	0,262	-0,153	0,126
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,022*	0,046*
Max P dedos 2º-5º	r	0,056	0,055	-0,024	0,054
	SIG.	0,373	0,386	0,719	0,393
Max P 1º MT	r	0,302	0,358	-0,327	-0,050
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,428
Max P 2º MT	r	0,222	0,422	-0,341	0,080
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,206
Max P 3º MT	r	0,305	0,493	-0,291	0,027
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,674
Max P 4º MT	r	0,133	0,317	-0,090	-0,050
	SIG.	0,035*	<0,001*	0,179	0,433
Max P 5º MT	r	0,053	0,151	-0,066	-0,110
	SIG.	0,403	0,017*	0,323	0,082
Max P MP	r	-0,296	-0,115	-0,011	-0,069
	SIG.	<0,001**	0,069	0,873	0,279
Max P RM	r	0,185	0,229	-0,063	0,048
	SIG.	0,003*	<0,001**	0,345	0,447
Max P RL	r	0,238	0,256	-0,248	-0,099
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,118
PP hallux	r	0,143	0,184	-0,089	0,131
	SIG.	0,023*	0,003*	0,186	0,038*
PP dedos 2º-5º	r	0,244	0,189	-0,046	0,079
	SIG.	<0,001**	0,003*	0,489	0,210
PP 1º MT	r	0,192	0,304	-0,280	0,125
	SIG.	0,002*	<0,001**	<0,001**	0,048*
PP 2º MT	r	0,244	0,41	-0,193	0,089
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,004*	0,159
PP 3º MT	r	0,335	0,465	-0,139	0,025
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,038*	0,691
PP 4º MT	r	0,31	0,43	-0,011	-0,029
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,875	0,650
PP 5º MT	r	0,166	0,21	0,001	-0,062
	SIG.	0,008*	0,001*	0,989	0,327
PP MP	r	-0,115	-0,062	0,111	-0,113
	SIG.	0,068	0,331	0,098	0,073

		EDAD	PESO	FD con rodilla extendida	PRCC
PP RM	r	0,314	0,284	-0,132	0,171
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,048*	0,007*
PP RL	r	0,277	0,264	-0,153	0,034
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,022*	0,591
% I hallux	r	0,056	-0,029	-0,021	0,195
	SIG.	0,375	0,648	0,752	0,002*
% I dedos 2 ^o -5 ^o	r	-0,089	-0,202	0,110	0,069
	SIG.	0,159	0,001*	0,100	0,273
% I 1 ^{er} MT	r	0,026	0,006	-0,252	0,007
	SIG.	0,679	0,923	<0,001**	0,911
% I 2 ^o MT	r	-0,047	0,071	-0,223	0,117
	SIG.	0,455	0,261	0,001*	0,065
% I 3 ^{er} MT	r	0,107	0,139	-0,226	0,138
	SIG.	0,092	0,027*	0,001*	0,029*
% I 4 ^o MT	r	-0,108	-0,012	-0,003	-0,024
	SIG.	0,086	0,850	0,970	0,705
% I 5 ^o MT	r	-0,166	-0,180	0,069	-0,129
	SIG.	0,008*	0,004*	0,301	0,041*
% I MP	r	-0,357	-0,302	0,344	-0,070
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,268
% I RM	r	0,213	0,103	0,198	-0,014
	SIG.	0,001*	0,102	0,003*	0,820
% I RL	r	0,227	0,087	-0,015	-0,007
	SIG.	<0,001**	0,167	0,819	0,916
Inicio hallux	r	0,072	-0,046	0,088	-0,204
	SIG.	0,253	0,471	0,188	0,001*
Inicio dedos 2 ^o -5 ^o	r	0,131	0,099	0,141	-0,177
	SIG.	0,038*	0,116	0,035*	0,005*
Inicio 1 ^{er} MT	r	-0,067	-0,106	0,239	-0,126
	SIG.	0,29	0,093	<0,001**	0,046*
Inicio 2 ^o MT	r	-0,084	-0,169	0,32	-0,145
	SIG.	0,186	0,007*	<0,001**	0,022*
Inicio 3 ^{er} MT	r	-0,18	-0,229	0,317	-0,100
	SIG.	0,004*	<0,001**	<0,001**	0,114
Inicio 4 ^o MT	r	-0,199	-0,241	0,278	-0,078
	SIG.	0,002*	<0,001**	<0,001**	0,217

		EDAD	PESO	FD con rodilla extendida	PRCC
Inicio 5° MT	r	-0,111	-0,17	0,272	-0,036
	SIG.	0,079	0,007*	<0,001**	0,568
Inicio MP	r	0,364	0,212	-0,057	-0,106
	SIG.	<0,001**	0,001*	0,400	0,094
Inicio RM	r	-0,176	-0,028	-0,097	0,063
	SIG.	0,005*	0,658	0,146	0,319
Inicio RL	r	-0,173	-0,001	-0,074	0,060
	SIG.	0,006*	0,982	0,272	0,347
%TA hallux	r	0,034	0,152	-0,104	0,220
	SIG.	0,593	0,016*	0,122	<0,001**
% TA dedos 2°-5°	r	-0,038	-0,010	-0,200	0,179
	SIG.	0,55	0,880	0,003*	0,004*
% TA 1er MT	r	0,186	0,226	-0,299	0,105
	SIG.	0,003*	<0,001**	<0,001**	0,096
% TA 2° MT	r	0,159	0,249	-0,315	0,113
	SIG.	0,011*	<0,001**	<0,001**	0,074
% TA 3er MT	r	0,279	0,314	-0,288	0,094
	SIG.	<0,001**	<0,001**	<0,001**	0,139
% TA 4° MT	r	0,252	0,282	-0,193	0,038
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,004*	0,554
% TA 5° MT	r	0,112	0,143	-0,077	-0,033
	SIG.	0,076	0,023*	0,252	0,601
% TA MP	r	-0,109	-0,044	0,328	-0,132
	SIG.	0,085	0,484	<0,001**	0,036*
% TA RM	r	0,26	0,216	0,067	-0,070
	SIG.	<0,001**	0,001*	0,315	0,267
% TA RL	r	0,283	0,238	-0,007	-0,052
	SIG.	<0,001*	<0,001**	0,921	0,409
%TMP hallux	r	-0,161	-0,0116	0,048	-0,147
	SIG.	0,010*	0,067	0,471	0,020*
% TMP dedos 2°-5°	r	-0,003	0,046	0,031	-0,183
	SIG.	0,959	0,469	0,642	0,004*
% TMP 1er MT	r	0,168	0,116	-0,037	-0,156
	SIG.	0,008*	0,067	0,579	0,013*
% TMP 2° MT	r	0,175	0,162	0,085	-0,119
	SIG.	0,005*	0,010*	0,207	0,061

		EDAD	PESO	FD con rodilla extendida	PRCC
% TMP 3 ^{er} MT	r	0,213	0,180	0,160	-0,173
	SIG.	0,001*	0,004*	0,017*	0,006*
% TMP 4 ^o MT	r	0,090	0,023	0,305	-0,188
	SIG.	0,155	0,713	<0,001**	0,003*
% TMP 5 ^o MT	r	-0,026	-0,079	0,352	-0,152
	SIG.	0,68	0,211	<0,001**	0,016*
% TMP MP	r	0,127	0,021	0,175	0,010
	SIG.	0,044*	0,738	0,009*	0,880
% TMP RM	r	0,302	0,198	-0,034	-0,012
	SIG.	<0,001**	0,002*	0,616	0,846
% TMP RL	r	0,314	0,260	-0,125	-0,027
	SIG.	<0,001**	<0,001**	0,061	0,679

****p<0,001 *p<0,05**

FD: Flexión dorsal; **Max P:** Máxima presión; **MP:** Medio pie; **MT:** Metatarsiano; **PP:** Pico de presión;
PRCC: Posición relajada del calcáneo en carga; **RL:** Retropié lateral; **RM:** Retropié medial;
% C: Porcentaje de contacto; **% I:** Porcentaje de impulso; **% TA:** Porcentaje de tiempo de apoyo;
% TMP: Porcentaje de tiempo de máxima presión

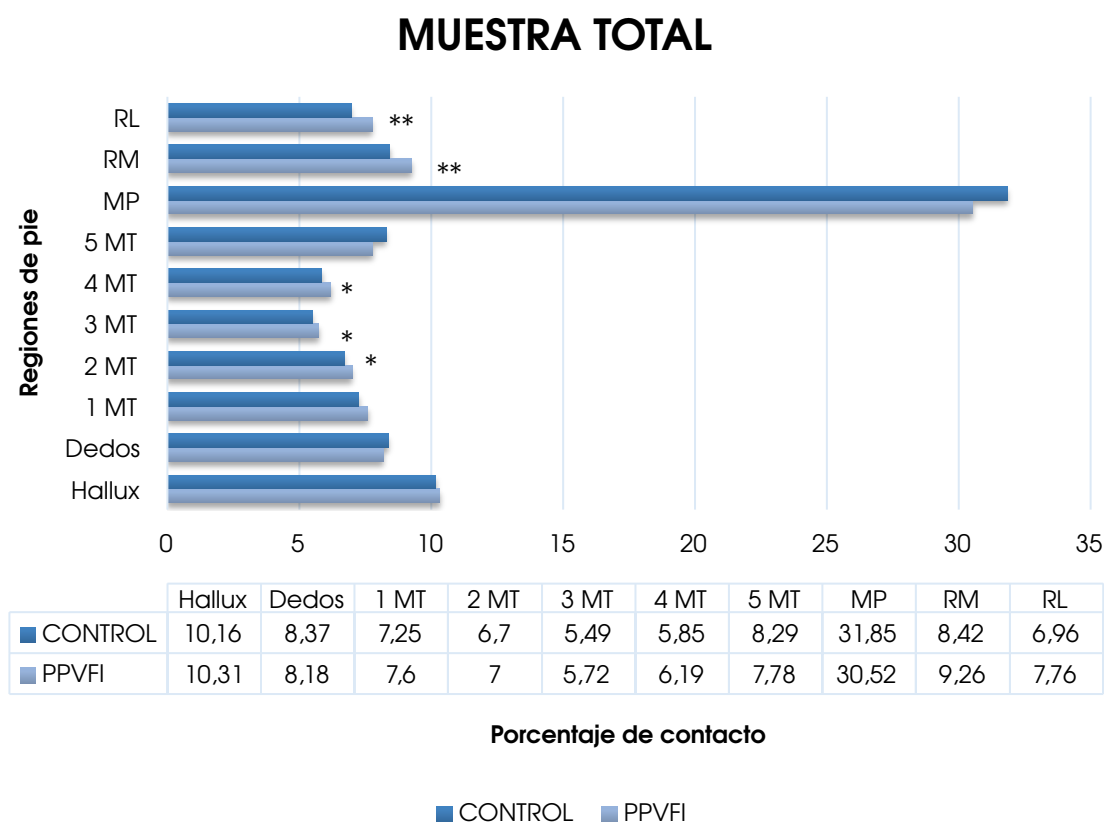
5.4.2. Características baropodométricas y diferencias entre las dos cohortes en la muestra total y por grupos de edad.

5.4.2.1. Variables de contacto:

En la muestra total analizada se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ambas cohortes en el área de contacto total, siendo mayor ($p < 0,001$) el área de contacto en los PPVFI.

Las siguientes gráficas muestran el área de contacto en las distintas regiones del pie en ambos grupos en la muestra total y por edades normalizando los datos en función del área de contacto total (porcentaje de contacto).

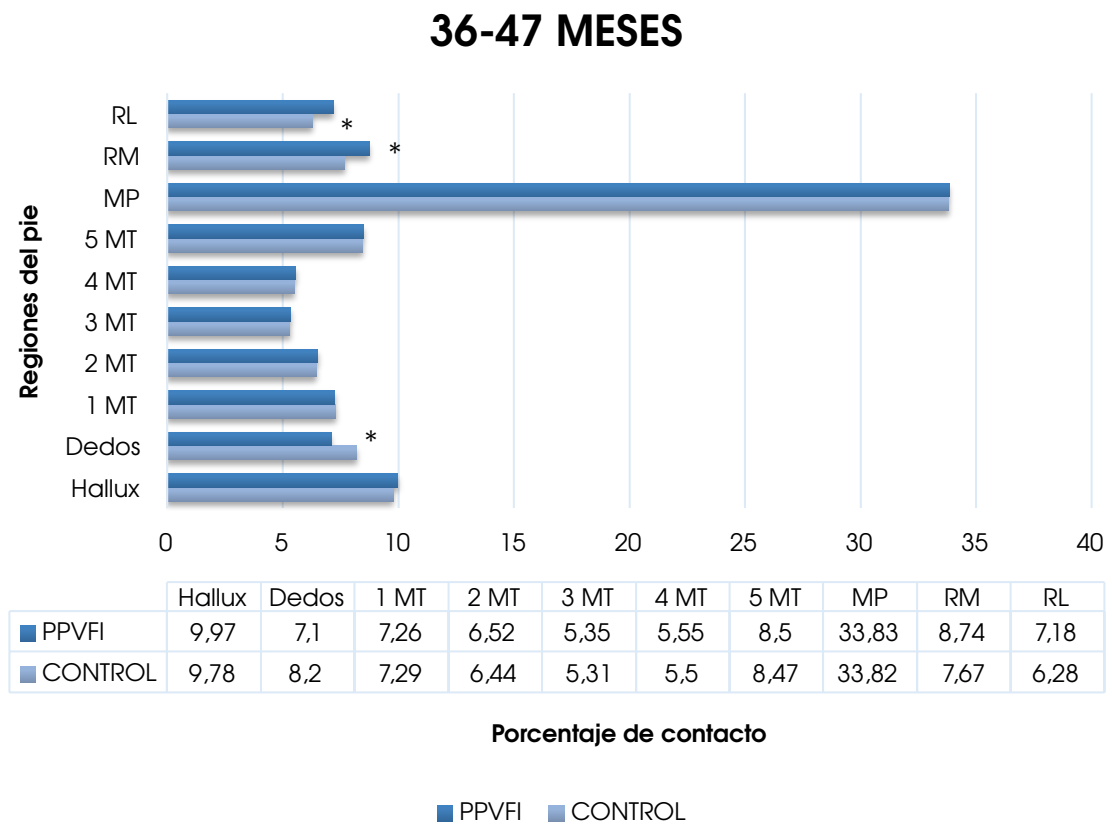
Gráfico 9: Porcentaje de contacto en la muestra total por cohortes (PPVFI y control)



** $p < 0,001$ * $p < 0,05$ MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

En la muestra total analizada los niños con PPVFI presentaron un porcentaje de contacto mayor en todas las regiones del pie excepto en los dedos 2°-4°, 5° MT y el mediopié, con diferencias estadísticamente significativas en los MTs segundo ($p=0,039$), tercero ($p=0,050$), y cuarto ($p=0,007$), y en el retropié medial ($p<0,001$) y lateral ($p<0,001$).

Gráfico 10: Porcentaje de contacto en el grupo de edad entre 36 y 47 meses por cohortes (PPVFI y control)



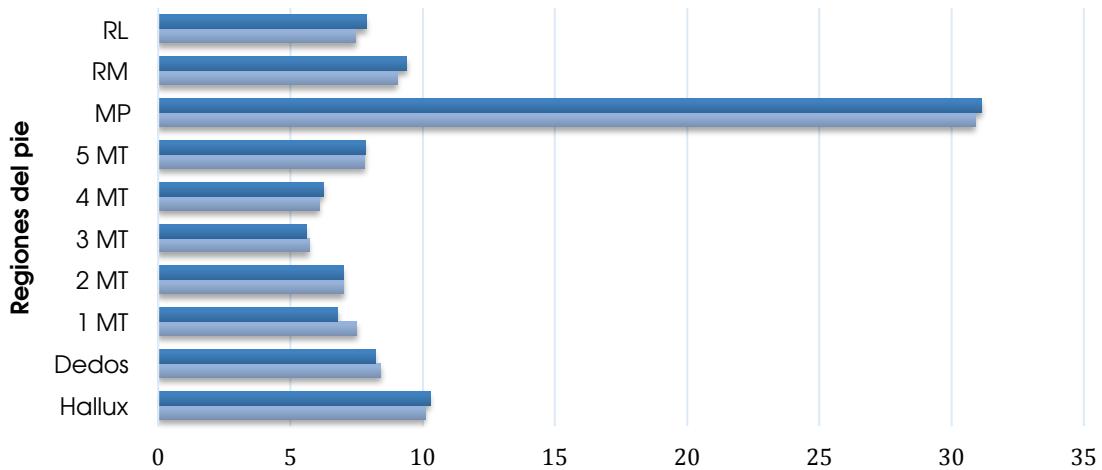
* $p<0,05$

MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

Entre 36 y 47 meses de edad, el porcentaje de contacto fue mayor en todas las regiones del pie en los PPVFI excepto en dedos y en el primer MT, con diferencias estadísticamente significativas en los dedos ($p=0,022$), el retropié medial ($p=0,013$) y lateral ($p=0,017$).

Gráfico 11: Porcentaje de contacto en el grupo de edad entre 48 y 59 meses por cohortes (PPVFI y control)

48-59 MESES



	Hallux	Dedos	1 MT	2 MT	3 MT	4 MT	5 MT	MP	RM	RL
■ PPVFI	10,28	8,22	6,78	7,01	5,59	6,24	7,83	31,12	9,39	7,88
■ CONTROL	10,09	8,4	7,51	7,02	5,71	6,08	7,8	30,89	9,03	7,47

Porcentaje de contacto

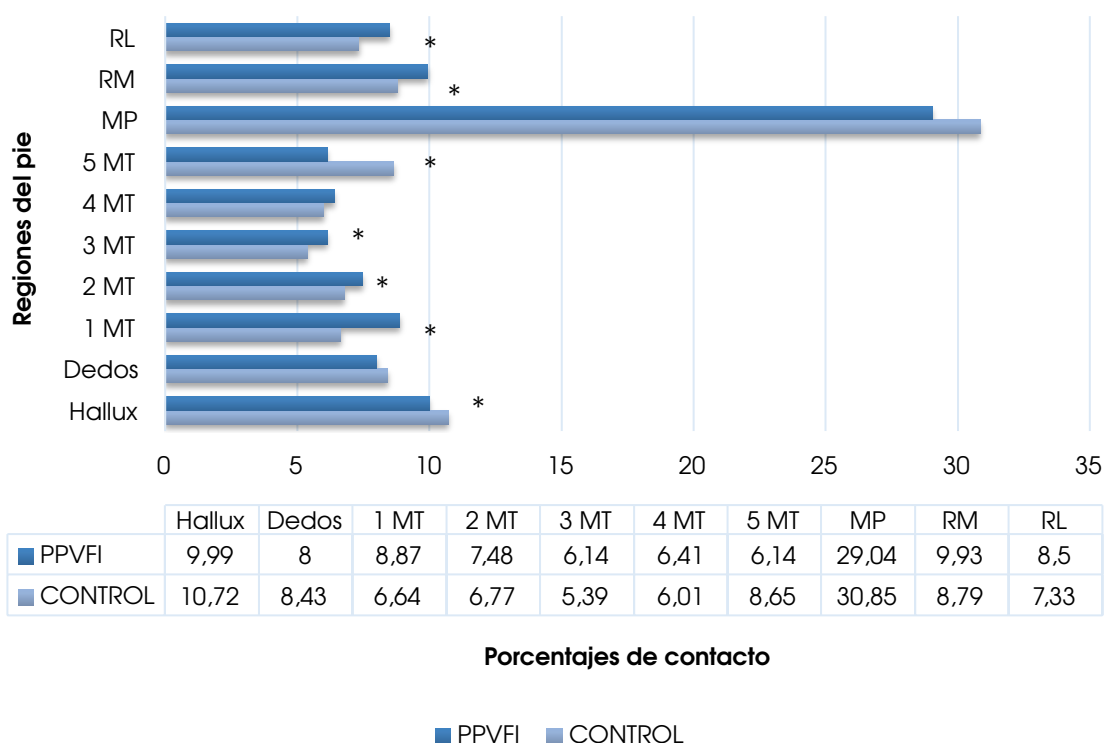
■ PPVFI ■ CONTROL

MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

Entre 48 y 59 meses de edad, el porcentaje de contacto en los PPVFI fue mayor en todas las regiones excepto en los dedos y en los MTs primero a tercero, sin diferencias estadísticamente significativas en ninguna región.

Gráfico 12: Porcentaje de contacto en el grupo de edad entre 60 y 71 meses por cohortes (PPVFI y control)

60-71 Meses

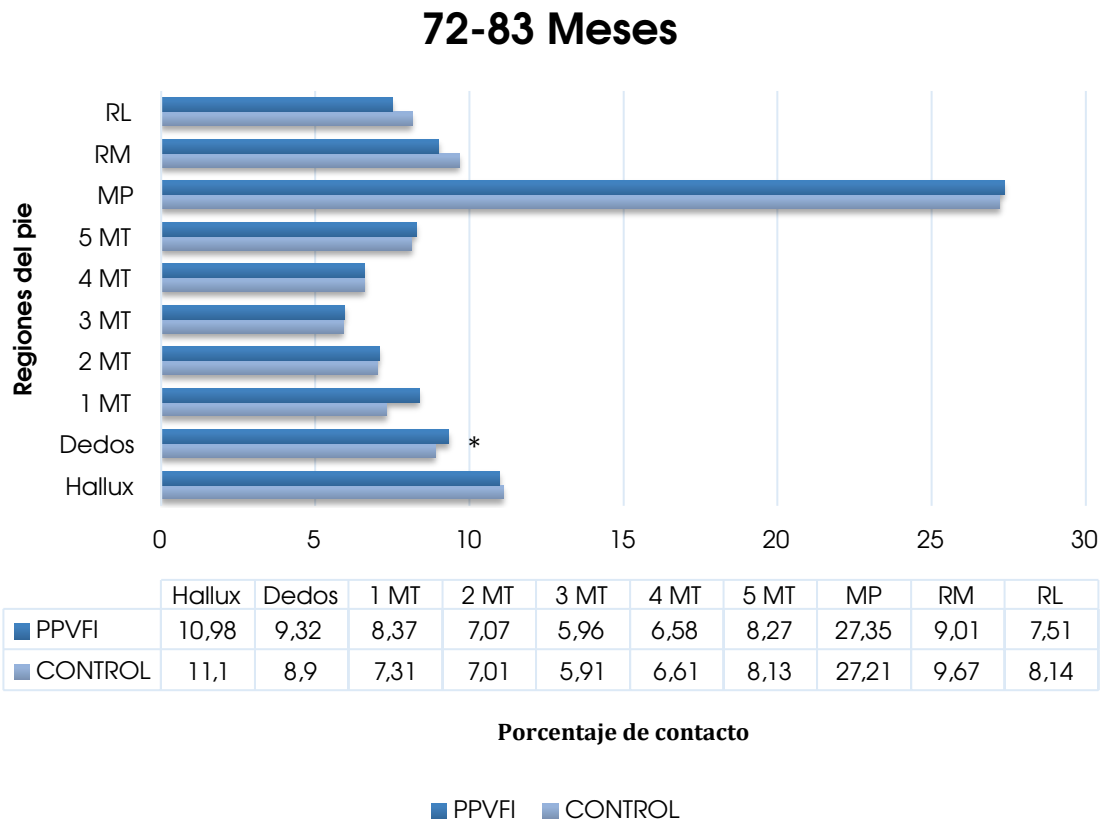


****p<0,001 *p<0,05**

MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

Entre 60 y los 71 meses de edad, los PPVFI presentaron un mayor contacto en todas las regiones excepto en todos los dedos, en el quinto MT y en el mediopié, con diferencias estadísticamente significativas en el hallux (p=0,029), en los MTs primero (p=0,001), segundo (p=0,022), tercero (p=0,007) y quinto (p=0,001), y en el retropié medial (p=0,035), y lateral (p=0,008).

Gráfico 13: Porcentaje de contacto en el grupo de edad entre 72 y 83 meses por cohortes (PPVFI y control)



*p<0,05

MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

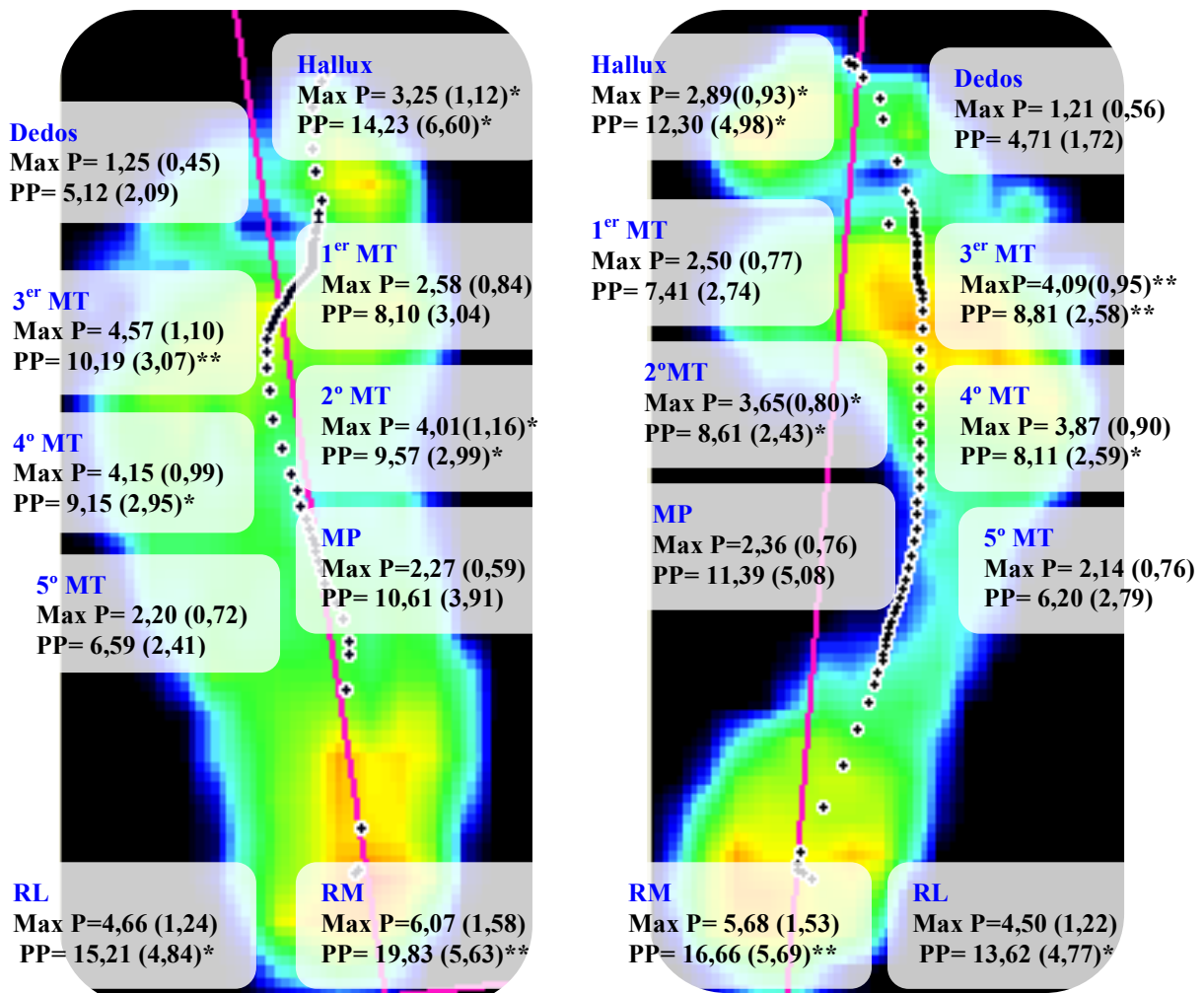
Entre los 72 y 83 meses de edad, el porcentaje de contacto de los PPVFI es mayor en todas las regiones excepto en el hallux y en el retropié con diferencias estadísticamente significativas en los dedos (p=0,039).

5.4.2.2. Variables de carga:

► Máximas presiones y picos de presión:

Las siguientes gráficas reflejan las máximas presiones y los picos de presión ejercidos en cada región del pie en las dos cohortes en la muestra total y por grupos de edad.

Gráfico 14: Máximas presiones y picos de presión en la muestra total por cohortes (PPVFI y control)



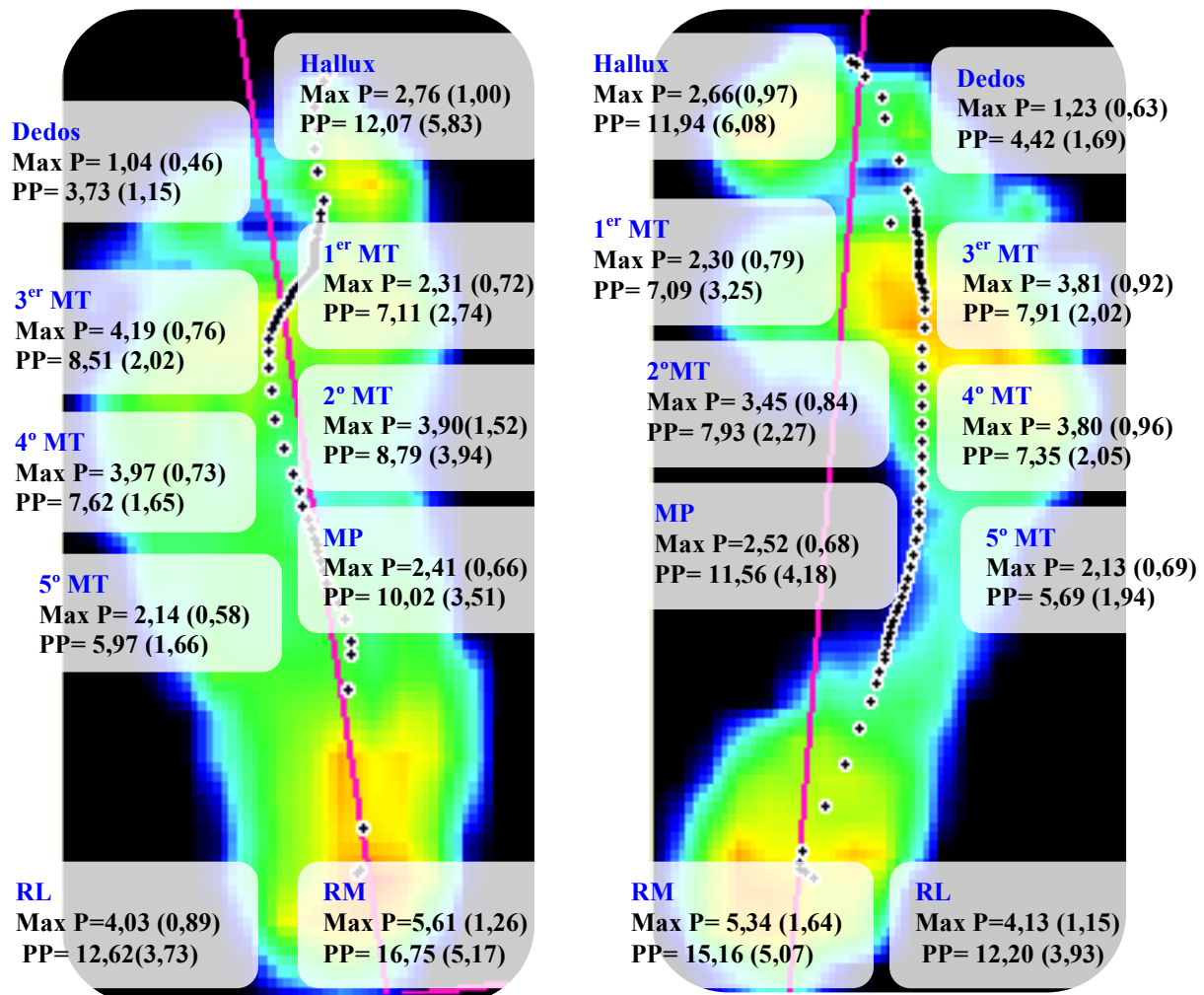
**p<0,001 *p<0,05

Max P: Máxima presión; MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral;

PP: Pico de presión; RM: Retropié medial

En la muestra total analizada se observaron máximas presiones y picos de presión superiores en los PPVFI en todas las regiones del pie excepto en el mediopié, con diferencias estadísticamente significativas en las máximas presiones del hallux ($p=0,006$), de los MTs segundo ($p=0,011$), tercero ($p<0,001$), y cuarto ($p=0,026$) y del retropié medial ($p=0,050$), y en los picos de presión del hallux ($p=0,009$), de los MTs segundo ($p=0,010$), tercero ($p<0,001$), y cuarto ($p=0,004$), y del retropié medial ($p<0,001$) y lateral ($p=0,012$).

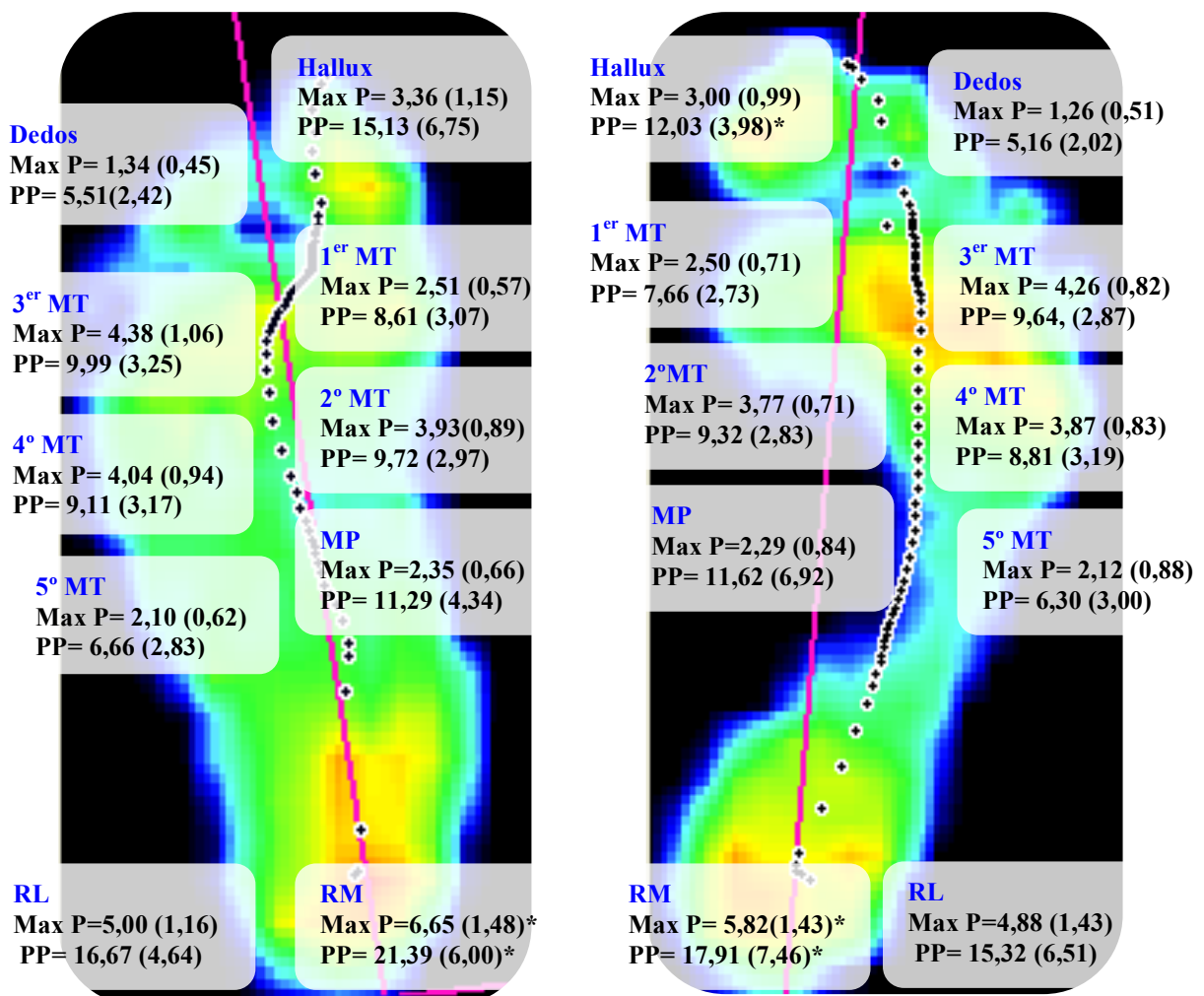
Gráfico 15: Máximas presiones y picos de presión entre 36 y 47 meses por cohortes (PPVFI y control)



Max P: Máxima presión; MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; PP: Pico de presión; RM: Retropié medial

Entre los 36 y 47 meses de edad, las máximas presiones fueron mayores en los PPVFI en el hallux, en los MTs primero a cuarto y en el retropié medial, y los picos de presión en el hallux, en todos los MTs y en el retropié, sin diferencias estadísticamente significativas en ninguna región.

Gráfico 16: Máximas presiones y picos de presión entre 48 y 59 meses por cohortes (PPVFI y control)

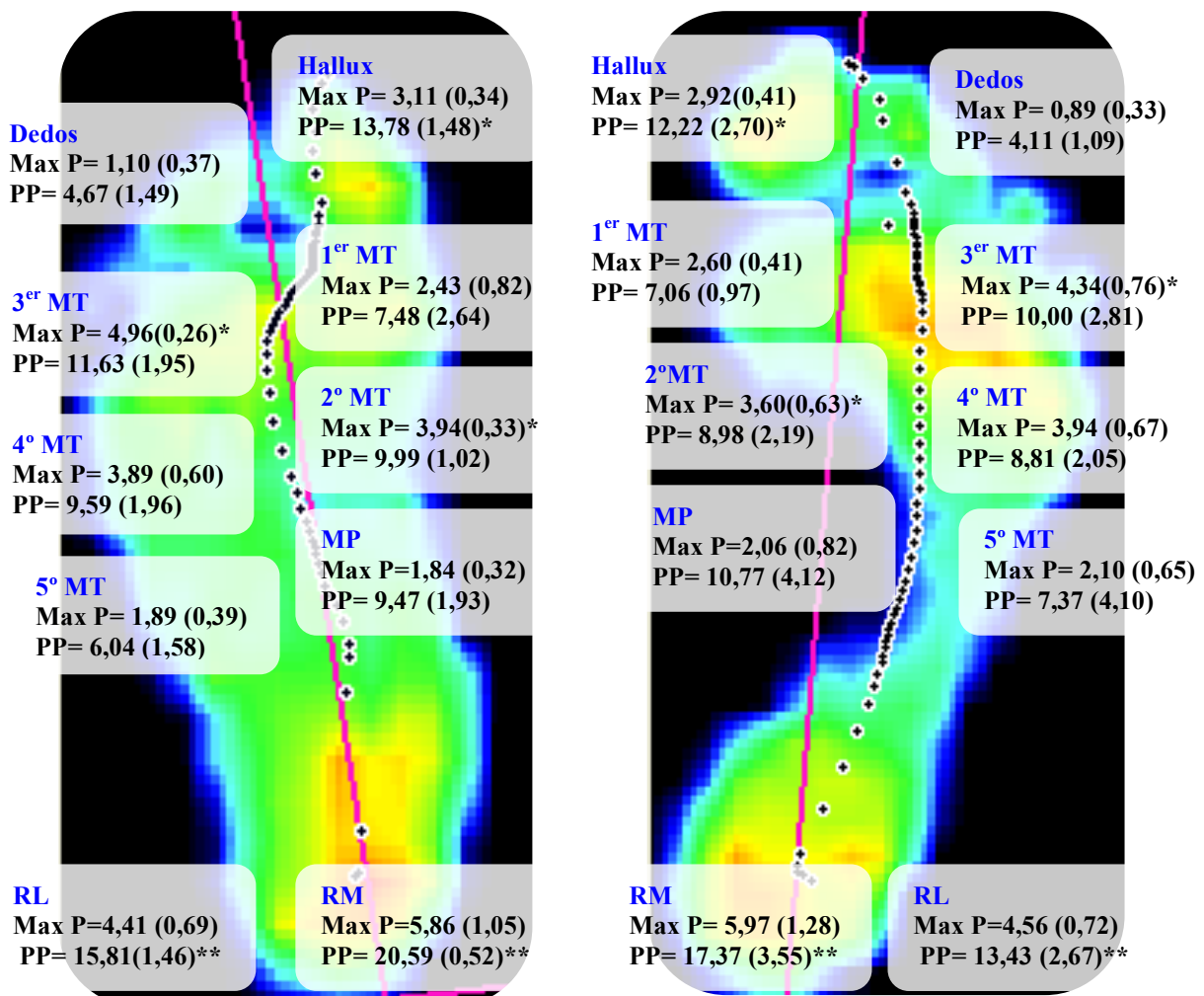


*p<0,05

Max P: Máxima presión; MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; PP: Pico de presión; RM: Retropié medial

Entre los 48 y 59 meses de edad, tanto las máximas presiones como los picos de presión fueron mayores en los PPVFI en todas las regiones del pie excepto en los picos de presiones en el mediopié y en las máximas presiones en el 5° MT, con diferencias estadísticamente significativas en los picos de presión del hallux ($p=0,021$) y en las máximas presiones y picos de presión de la región medial del retropié ($p=0,017$ y $p=0,031$ respectivamente).

Gráfico 17: Máximas presiones y picos de presión entre 60 y 71 meses por cohortes (PPVFI y control)

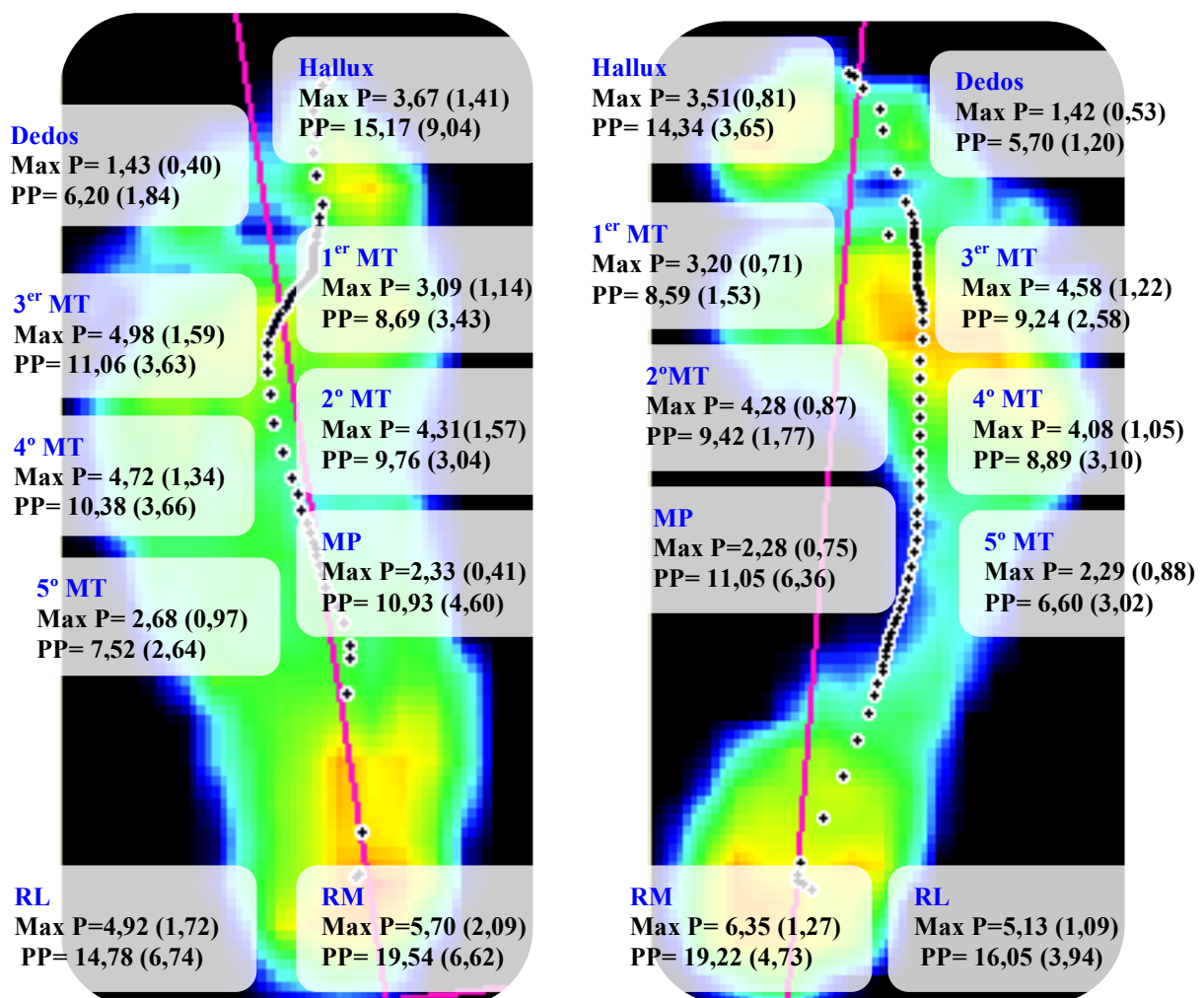


** $p < 0,001$ * $p < 0,05$

Max P: Máxima presión; MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; PP: Pico de presión; RM: Retropié medial

Entre los 60 y 71 meses de edad, las máximas presiones fueron sólo superiores en los PPVFI en los dedos, y en el segundo y tercer MT, con diferencias estadísticamente significativas en el segundo ($p=0,005$) y tercer MT ($p=0,001$). Los picos de presión fueron mayores en los PPVFI en los dedos, los MTs primero a cuarto, y el retropié, con diferencias estadísticamente significativas en el hallux ($p=0,042$), en el tercer MT ($p=0,050$), y en la región medial ($p<0,001$) y lateral ($p=0,001$) del retropié.

Gráfico 18: Máximas presiones y picos de presión entre 72 y 83 meses por cohortes (PPVFI y control)



Max P: Máxima presión; **MP:** Mediopié; **MT:** Metatarsiano; **RL:** Retropié lateral;
PP: Pico de presión; **RM:** Retropié medial

Entre los 72 y 83 meses de edad, las máximas presiones fueron mayores en los PPVFI en los dedos, en los MTs segundo a quinto, y en el mediopié, mientras que los picos de presión fueron superiores en los dedos en todos los MTs y en la región medial del retropié, sin diferencias estadísticamente significativas en ningún punto en ninguna de las dos variables.

► **Porcentaje de Impulso (PÍ):**

El impulso total en la muestra completa de pies fue significativamente mayor en los PPVFI ($p < 0,001$), lo que justificó el análisis de los impulsos en las distintas regiones del pie en ambas cohortes normalizando los datos en función del impulso total (porcentaje de impulso).

Tabla 12: Porcentaje de impulso en la muestra total por cohortes (PPVFI y control)

	MUESTRA TOTAL	\bar{X}	SD	SIG.
% I hallux	PPVFI	7,03	2,85	0,166
	CONTROL	6,55	2,48	
% I dedos 2^o-5^o	PPVFI	2,59	1,11	0,53
	CONTROL	2,71	1,71	
% I 1^{er} MT	PPVFI	8,3	2,71	0,424
	CONTROL	8,6	2,89	
% I 2^o MT	PPVFI	14,26	3,02	0,717
	CONTROL	14,12	0,03	
% I 3^{er} MT	PPVFI	17,18	2,81	<0,001**
	CONTROL	15,65	2,97	
% I 4^o MT	PPVFI	15,16	2,71	0,492
	CONTROL	14,89	3,31	
% I 5^o MT	PPVFI	6,67	0,02	0,067
	CONTROL	7,25	2,71	
% I MP	PPVFI	6,12	2,36	0,002*
	CONTROL	7,45	4,4	
% I RM	PPVFI	13,12	3,69	0,235
	CONTROL	12,55	3,67	
% I RL	PPVFI	9,97	3,16	0,137
	CONTROL	9,37	3,01	

MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RL: Retropié lateral;
RM: Retropié medial SD: Desviación típica \bar{X} : Media; % I: Porcentaje de impulso.
**** $p < 0,001$ * $p < 0,05$**

El porcentaje de impulso en la muestra total analizada fue mayor en los PPVFI en todas las regiones del pie excepto en los dedos, en el primer y quinto MT y en el mediopié, con diferencias estadísticamente significativas en el tercer MT ($p < 0,001$) y en el mediopié ($p = 0,002$).

Tabla 13: Porcentaje de impulso entre 36 y 47 meses por cohortes (PPVFI y control)

	36-47 Meses	\bar{X}	SD	SIG.
% I hallux	PPVFI	6,43	2,57	0,719
	CONTROL	6,66	2,53	
% I dedos 2^o-5^o	PPVFI	2,34	1,18	0,112
	CONTROL	3,04	1,85	
% I 1^{er} MT	PPVFI	8,51	3,23	0,794
	CONTROL	8,73	3,37	
% I 2^o MT	PPVFI	15,14	3,6	0,384
	CONTROL	14,34	3,67	
% I 3^{er} MT	PPVFI	16,63	1,9	0,113
	CONTROL	15,75	3,07	
% I 4^o MT	PPVFI	15,59	2,75	0,925
	CONTROL	15,51	3,5	
% I 5^o MT	PPVFI	7,5	2,6	0,898
	CONTROL	7,6	2,9	
% I MP	PPVFI	7,04	2,98	0,206
	CONTROL	8,65	5,41	
% I RM	PPVFI	12,2	3,78	0,349
	CONTROL	11,3	3,83	
% I RL	PPVFI	8,63	2,81	0,828
	CONTROL	8,46	3,11	

MP: Mediopié; **MT:** Metatarsiano; **RL:** Retropié lateral; **RM:** Retropié medial **SD:** Desviación típica \bar{X} : Media; **% I:** Porcentaje de impulso.

Entre los 36 y 47 meses de edad, el porcentaje de impulso fue superior en los PPVFI en todas las regiones del pie excepto en los dedos, en el primer y quinto MT y en el mediopié, sin diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 14: Porcentaje de impulso entre 48 y 59 meses por cohortes (PPVFI y control)

	48-59 Meses	\bar{X}	SD	SIG.
% I hallux	PPVFI	7,54	3,23	0,102
	CONTROL	6,42	2,57	
% I dedos 2 ^o -5 ^o	PPVFI	2,85	1,29	0,384
	CONTROL	2,57	1,41	
% I 1 ^{er} MT	PPVFI	8,19	2,52	0,732
	CONTROL	8	2,42	
% I 2 ^o MT	PPVFI	14,14	3,12	0,376
	CONTROL	13,52	2,9	
% I 3 ^{er} MT	PPVFI	16,26	2,68	0,283
	CONTROL	15,53	3,08	
% I 4 ^o MT	PPVFI	14,88	1,91	0,364
	CONTROL	14,29	3,52	
% I 5 ^o MT	PPVFI	6,39	2,07	0,435
	CONTROL	6,86	2,88	
% I MP	PPVFI	5,75	1,62	0,055
	CONTROL	6,91	3,26	
% I RM	PPVFI	13,96	2,67	0,887
	CONTROL	13,87	2,95	
% I RL	PPVFI	10,25	2,5	0,434
	CONTROL	10,73	2,7	

MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RL: Retropié lateral;
RM: Retropié medial SD: Desviación típica \bar{X} : Media; % I: Porcentaje de impulso.

Entre los 48 y los 59 meses de edad, el porcentaje de impulso fue mayor en los PPVFI en todas las regiones del pie excepto en el quinto MT, en el mediopié, y en el retropié lateral, sin diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 15: Porcentaje de impulso entre 60 y 71 meses por cohortes (PPVFI y control)

	60-71 Meses	\bar{X}	SD	SIG.
% I hallux	PPVFI	6,22	0,5	0,852
	CONTROL	6,33	2,78	
% I dedos 2°-5°	PPVFI	2,21	0,33	0,007*
	CONTROL	1,63	0,76	
% I 1^{er} MT	PPVFI	7,85	1,32	0,404
	CONTROL	8,32	1,96	
% I 2° MT	PPVFI	14,67	1,24	0,076
	CONTROL	13,83	1,52	
% I 3^{er} MT	PPVFI	18,73	2,32	0,003*
	CONTROL	16,1	2,77	
% I 4° MT	PPVFI	14,74	2,81	0,619
	CONTROL	15,15	2,13	
% I 5° MT	PPVFI	5,78	1,54	0,015*
	CONTROL	7,37	2,16	
% I MP	PPVFI	5,17	0,44	0,055
	CONTROL	6	1,95	
% I RM	PPVFI	13,78	4,42	0,972
	CONTROL	13,74	3,91	
% I RL	PPVFI	11,23	3,84	0,137
	CONTROL	9,48	3,05	

MP: Mediopié; **MT:** Metatarsiano; **RL:** Retropié lateral; **RM:** Retropié medial **SD:** Desviación típica \bar{X} : Media; **% I:** Porcentaje de impulso.
*p<0,05

Entre los 60 y los 71 meses de edad, el porcentaje de impulso fue superior en los PPVFI en todas las regiones del pie excepto en el hallux, en los MTs primero, cuarto y quinto y en el mediopié, con diferencias estadísticamente significativas en dedos 2º a 5º ($p=0,007$), y en el tercer ($p=0,003$) y quinto ($p=0,015$) MT.

Tabla 16: Porcentaje de impulso entre 72 y 831 meses por cohortes (PPVFI y control)

	72-83 Meses	\bar{X}	SD	SIG.
% I hallux	PPVFI	7,36	3,4	0,386
	CONTROL	6,62	1,75	
% I dedos 2º-5º	PPVFI	2,71	1,03	0,612
	CONTROL	2,97	2,03	
% I 1º MT	PPVFI	8,62	3,38	0,331
	CONTROL	9,55	2,54	
% I 2º MT	PPVFI	13,28	3,09	0,117
	CONTROL	14,76	2,74	
% I 3º MT	PPVFI	18,08	3,47	0,003*
	CONTROL	15	2,64	
% I 4º MT	PPVFI	15,55	3,73	0,041*
	CONTROL	13,36	2,75	
% I 5º MT	PPVFI	7,05	2,05	0,396
	CONTROL	6,5	2,02	
% I MP	PPVFI	6,58	3,22	0,257
	CONTROL	5,56	2,34	
% I RM	PPVFI	12,03	4,26	0,218
	CONTROL	13,39	2,28	
% I RL	PPVFI	9,81	3,61	0,714
	CONTROL	10,15	1,88	

MP: Mediopié; **MT:** Metatarsiano; **RL:** Retropié lateral; **RM:** Retropié medial **SD:** Desviación típica \bar{X} : Media; **% I:** Porcentaje de impulso. * $p<0,05$

Entre los 72 y los 83 meses de edad, el porcentaje de impulso es mayor en los PPVFI en todas las regiones del pie excepto en los dedos 2º-5º, en los MTs primero y segundo, y en el retropié, con diferencias estadísticamente significativas en el tercer ($p=0,003$) y cuarto MT ($p=0,041$).

5.4.2.3. Variables temporales:

► Duración de paso:

La siguiente tabla muestra la duración del paso en función de la cohorte a la que pertenezcan en la muestra total y por cohortes, sin observarse diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 17: Duración del paso por cohortes (PPVFI y control)

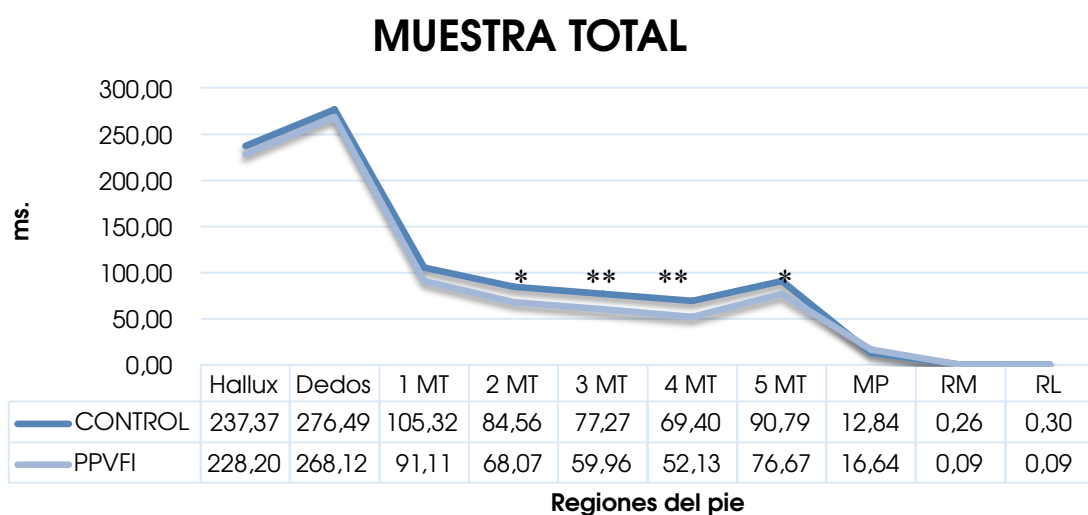
Duración del paso	Cohorte	\bar{X}	SD	SIG.
Muestra total	PPVFI	525,88	65,9	0,291
	CONTROL	516,42	69,39	
36-47 Meses	PPVFI	493,01	57,49	0,443
	CONTROL	506,18	70,59	
48-59 Meses	PPVFI	524,55	69,72	0,911
	CONTROL	522,77	65,72	
60-71 Meses	PPVFI	528,69	55,72	0,865
	CONTROL	532,06	64,18	
72-83 Meses	PPVFI	558,82	61,89	0,134
	CONTROL	525,21	76,32	

SD: Desviación típica \bar{X} : Media;

► **Inicio:**

Las siguientes gráficas muestran el proceso de inicio del apoyo en las distintas regiones del pie en las dos cohortes (PPVFI y control) en la muestra total y por edades.

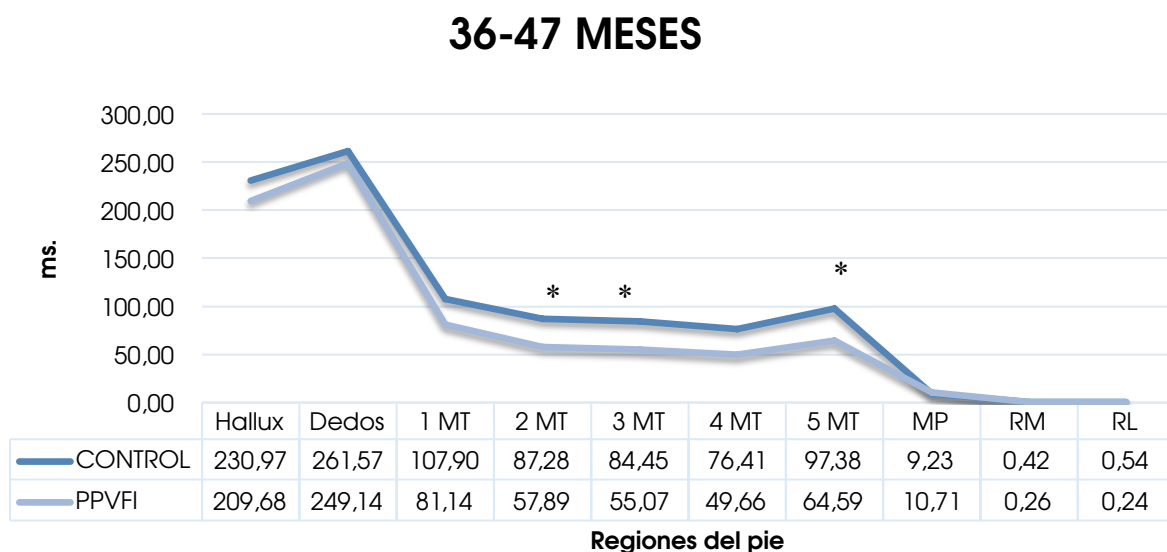
Gráfico 19: Inicio del apoyo en la muestra total por cohortes (PPVFI y control)



MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial
****p<0,001 *p<0,05**

El inicio del apoyo en la muestra total de pies se produce precozmente en los PPVFI en todas las regiones excepto en el mediopié, con diferencias estadísticamente significativas en los MTs segundo ($p=0,008$), tercero ($p=0,001$), cuarto ($p=0,001$) y quinto ($p=0,050$). La evolución del apoyo es igual en las dos cohortes, excepto en el retropié, comenzando por la región medial en la cohorte control, y en las dos regiones del retropié al mismo tiempo en los PPVFI.

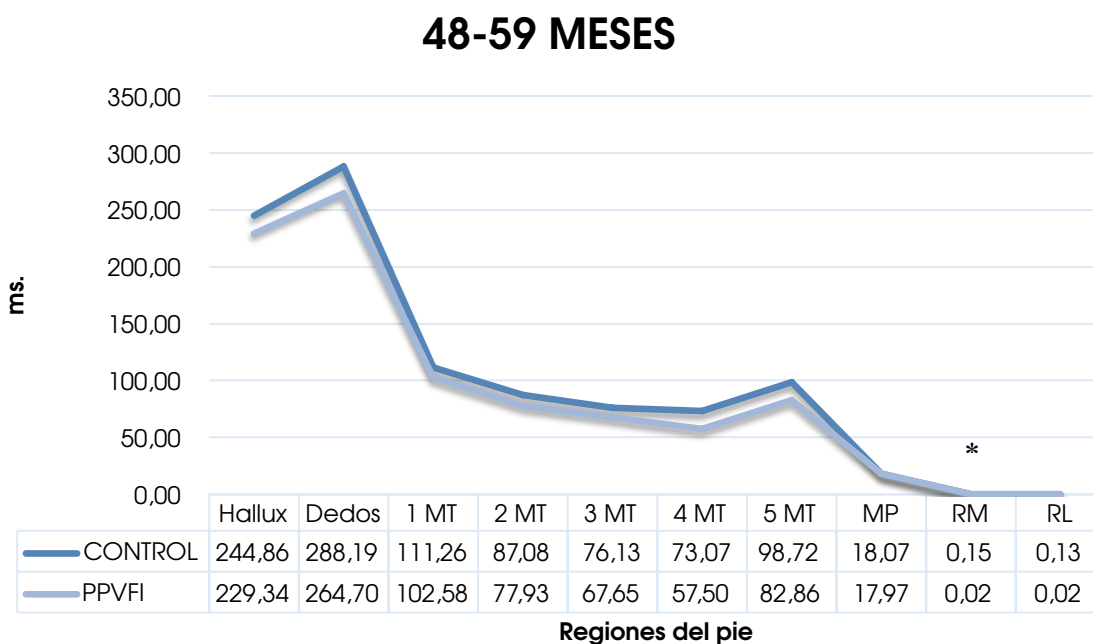
Gráfico 20: Inicio del apoyo entre 36 y 47 meses de edad por cohortes (PPVFI y control)



MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial
 * $p < 0,05$

Entre 36 y 47 meses de edad el inicio del apoyo se produjo antes en los PPVFI en todas las regiones excepto en el mediopié, con diferencias estadísticamente significativas en el segundo ($p=0,050$), tercer ($p=0,039$) y quinto metatarsiano ($p=0,047$). La evolución del apoyo sólo difirió entre las dos cohortes en la región del retropié, de lateral a medial en los PPVFI, y de medial a lateral en la cohorte control.

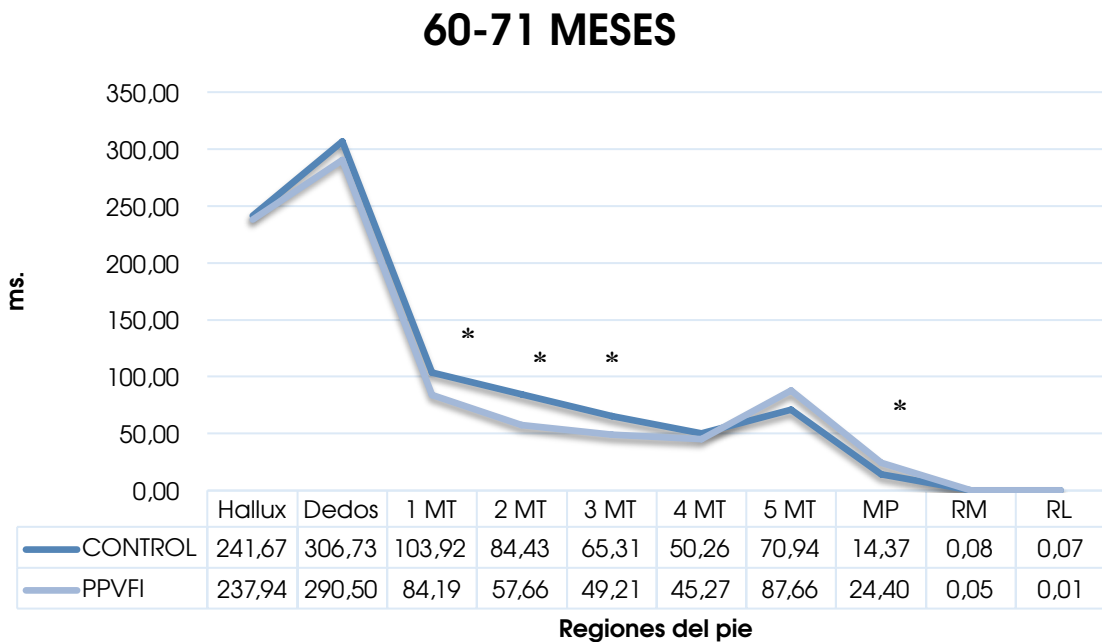
Gráfico 21: Inicio del apoyo entre 48 y 59 meses de edad por cohortes (PPVFI y control)



MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial
***p<0,05**

Entre 48 y 59 meses de edad el inicio del apoyo se produjo antes en los PPVFI en todas las regiones del pie, con diferencias estadísticamente significativas en el retropié medial ($p=0,049$). La evolución del apoyo sólo difirió entre las dos cohortes en la región del retropié, simultáneo en las dos regiones del retropié en los PPVFI, y de lateral a medial en la cohorte control.

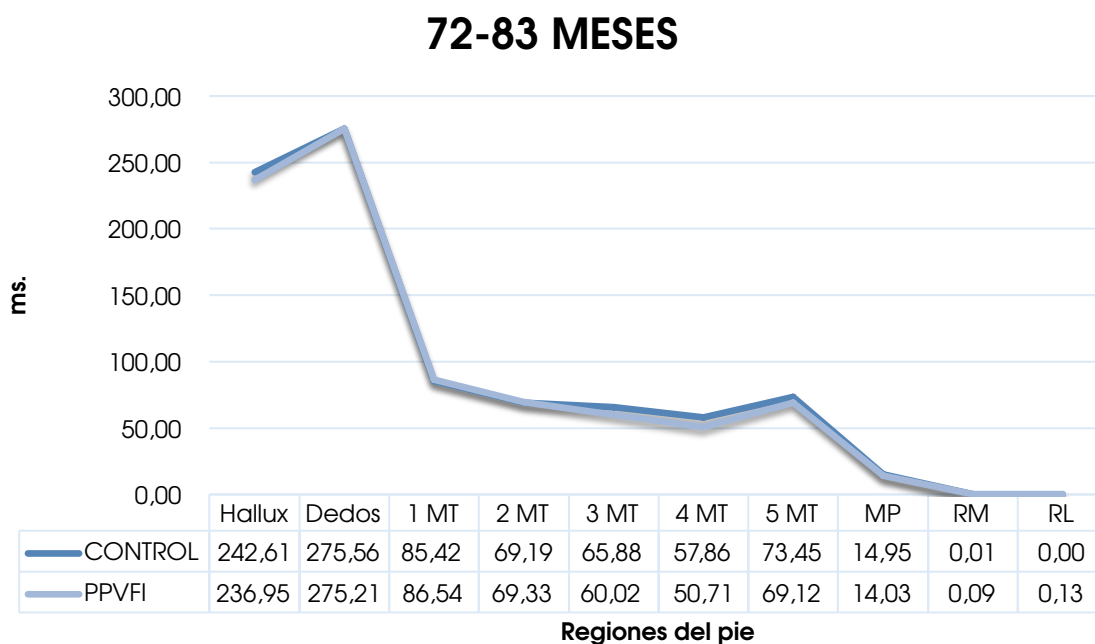
Gráfico 22: Inicio del apoyo entre 60 y 71 meses de edad por cohortes (PPVFI y control)



MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial
 * $p < 0,05$

Entre 60 y 71 meses de edad el inicio del apoyo se produjo antes en los PPVFI en todas las regiones del pie, excepto en el mediopié y en el quinto MT, con diferencias estadísticamente significativas en el mediopié ($p=0,007$), y en los MTs primero ($p=0,021$), segundo ($p=0,005$) y tercero ($p=0,017$). La evolución del apoyo difiere en el apoyo del antepié, siendo anterior en los MTs mediales al quinto MT en los PPVFI, al contrario que en la cohorte control.

Gráfico 23: Inicio del apoyo entre 72 y 83 meses de edad por cohortes (PPVFI y control)



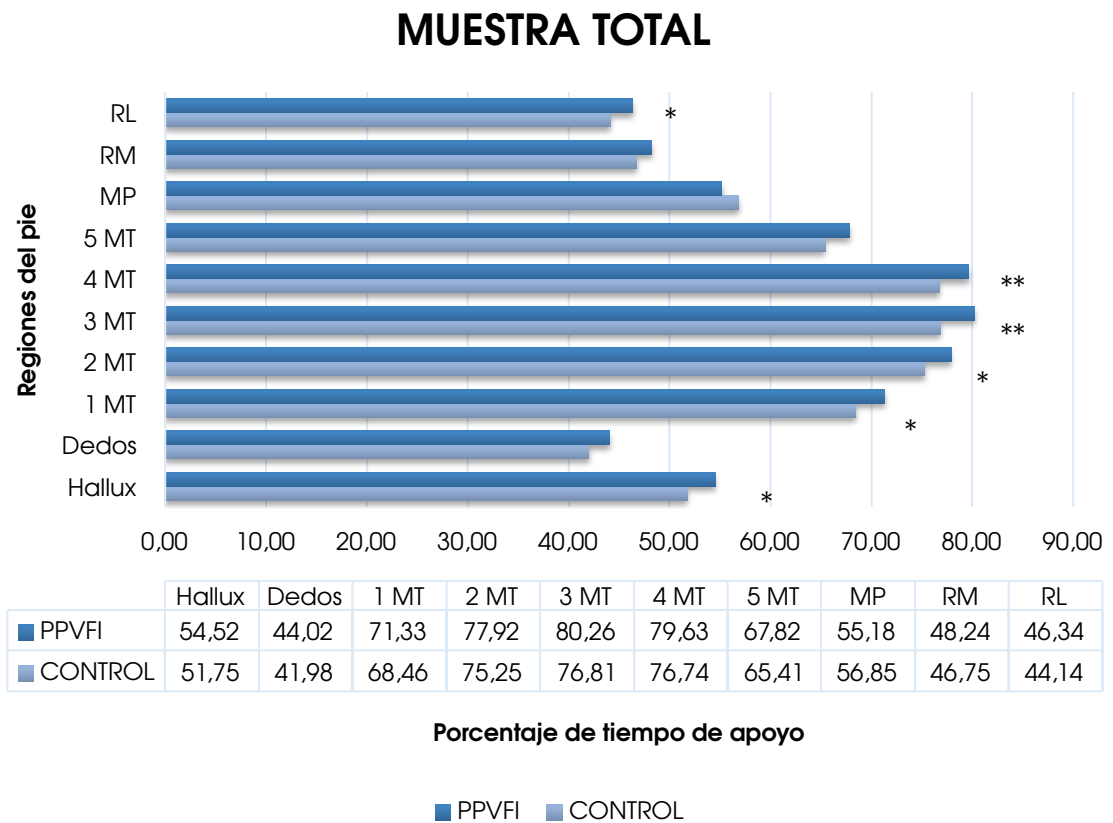
MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

Entre los 72 y 83 meses de edad el inicio del apoyo se produce antes en los PPVFI en todas las regiones del pie, excepto en el retropié, y en el primer y segundo MT, sin que existan diferencias estadísticamente significativas. La evolución del apoyo difiere en el apoyo del retropié, de medial a lateral en los PPVFI, y de lateral a medial en la cohorte control, y en el antepié, con apoyo anterior del quinto MT a los metatarsianos mediales en los PPVFI.

► **Porcentaje de tiempo de apoyo:**

Las siguientes gráficas reflejan la cantidad de tiempo (expresado en porcentaje de tiempo de apoyo) que cada región del pie se encuentra en contacto con la superficie, en ambas cohortes (PPVFI y control) en la muestra total y por grupos de edad.

Gráfico 24: Porcentaje de tiempo de apoyo en la muestra total por cohortes (PPVFI y control)



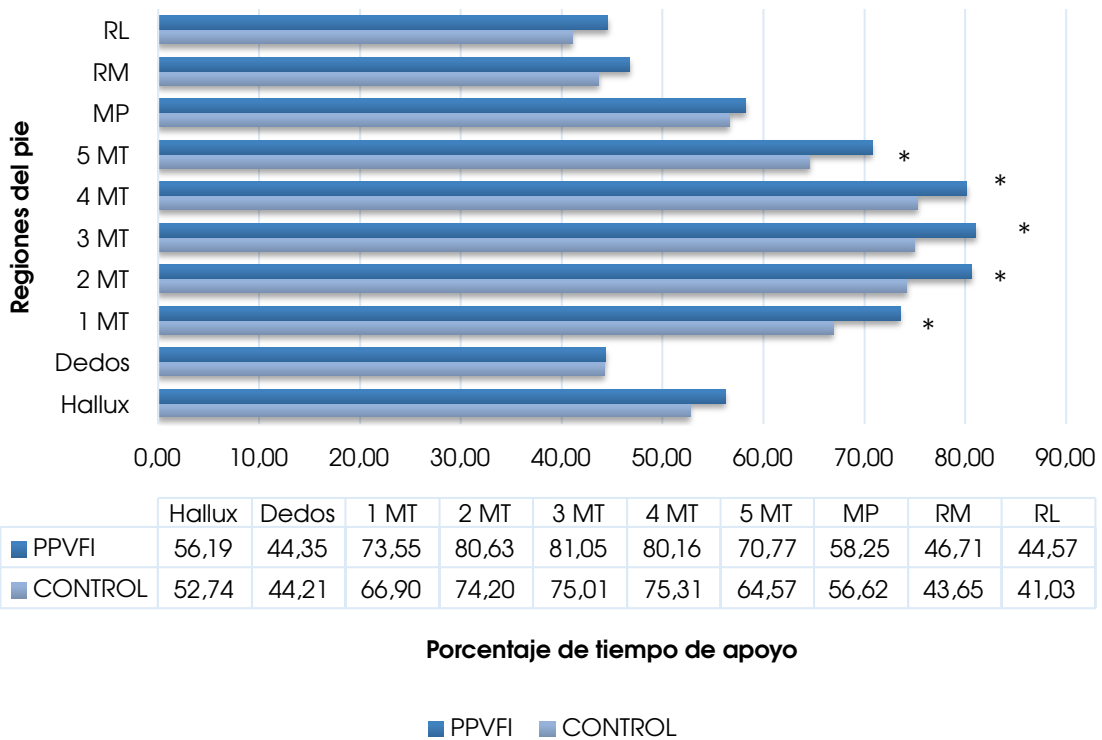
MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

**p<0,001 *p<0,05

En la muestra total analizada el porcentaje de tiempo de apoyo fue mayor en todas las regiones del pie en los PPVFI excepto en el mediopié, con diferencias estadísticamente significativas en el hallux (p=0,046), en el primer (p=0,033), segundo (p=0,012), tercer (p<0,001), y cuarto MT (P=0,001), y en la región lateral del retropié (p=0,045).

Gráfico 25: Porcentaje de tiempo de apoyo entre 36 y 47 meses por cohortes (PPVFI y control)

36-47 MESES

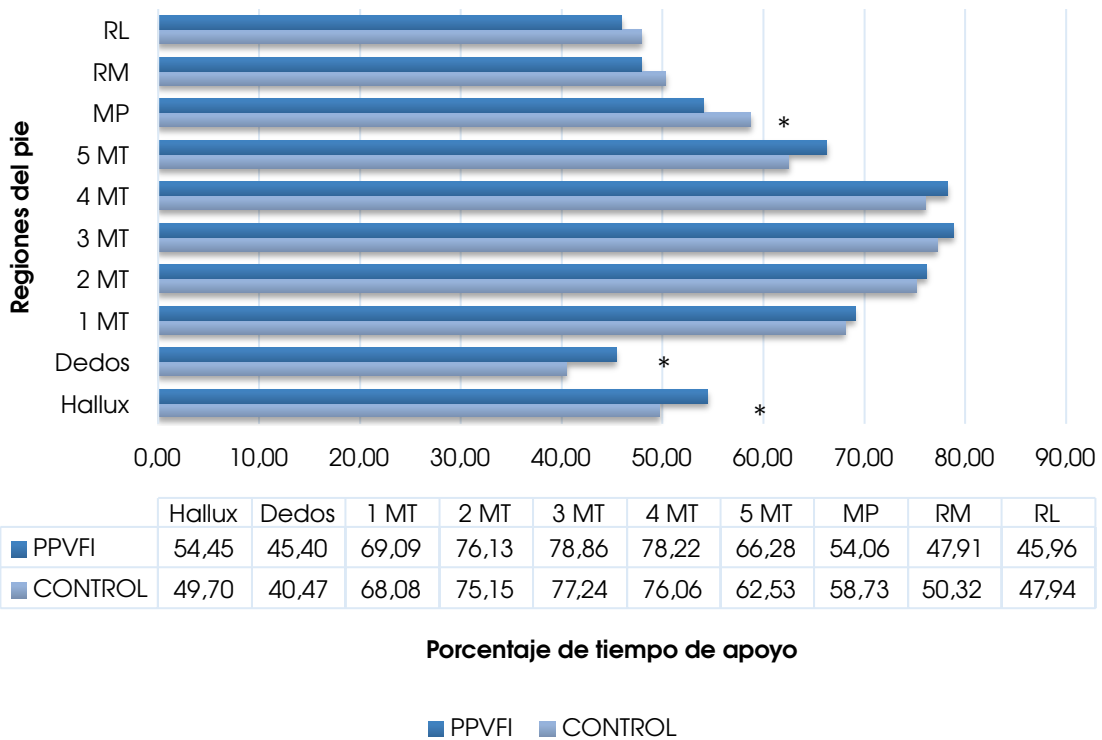


MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial
 *p<0,05

El porcentaje de tiempo de apoyo entre 36 y 47 meses de edad fue mayor en todas las regiones del pie en los PPVFI, con diferencias estadísticamente significativas en todos los MTs (1^{er} MT: p=0,036, 2^o MT: p=0,001, 3^{er} MT: p=0,008, 4^o MT: p=0,014 y 5^o MT: p=0,040).

Gráfico 26: Porcentaje de tiempo de apoyo entre 48 y 59 meses por cohortes (PPVFI y control)

48-59 MESES



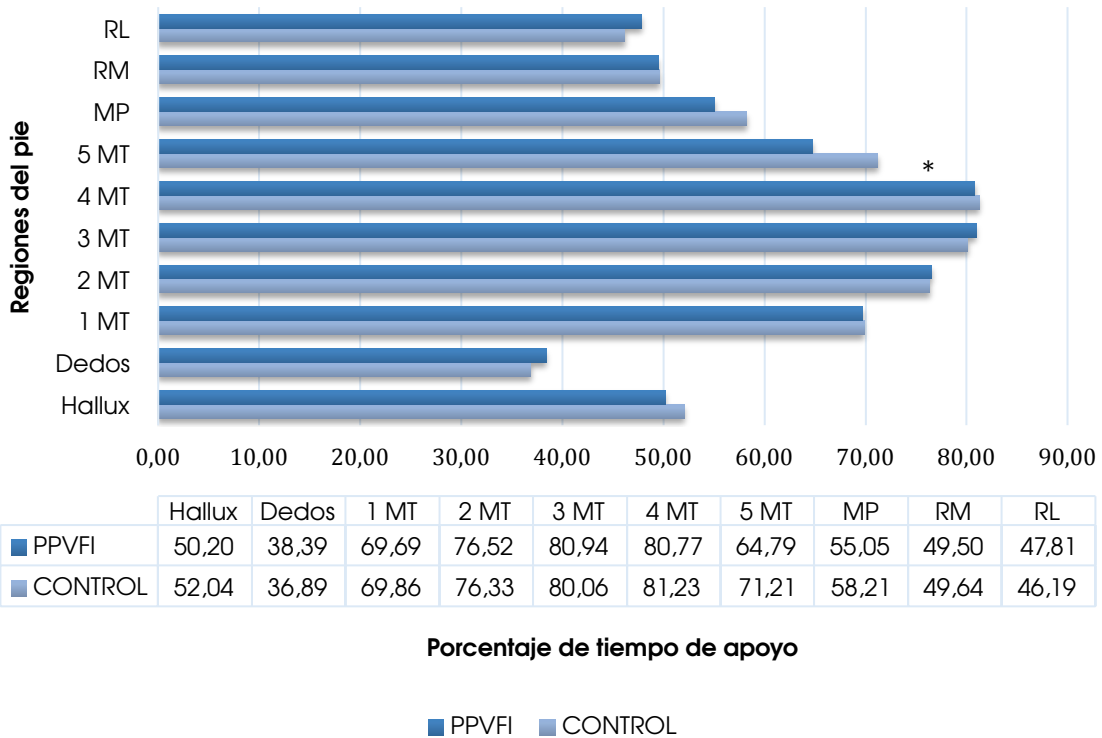
MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial
 *p<0,05

El porcentaje de tiempo de apoyo entre 48 y 59 meses de edad, fue mayor en los PPVFI en todo el antepié, con diferencias estadísticamente significativas en el hallux (p=0,022), en los dedos (p=0,047) y en el mediopié (p=0,031).

*

Gráfico 27: Porcentaje de tiempo de apoyo entre 60 y 71 meses por cohortes (PPVFI y control)

60-71 MESES



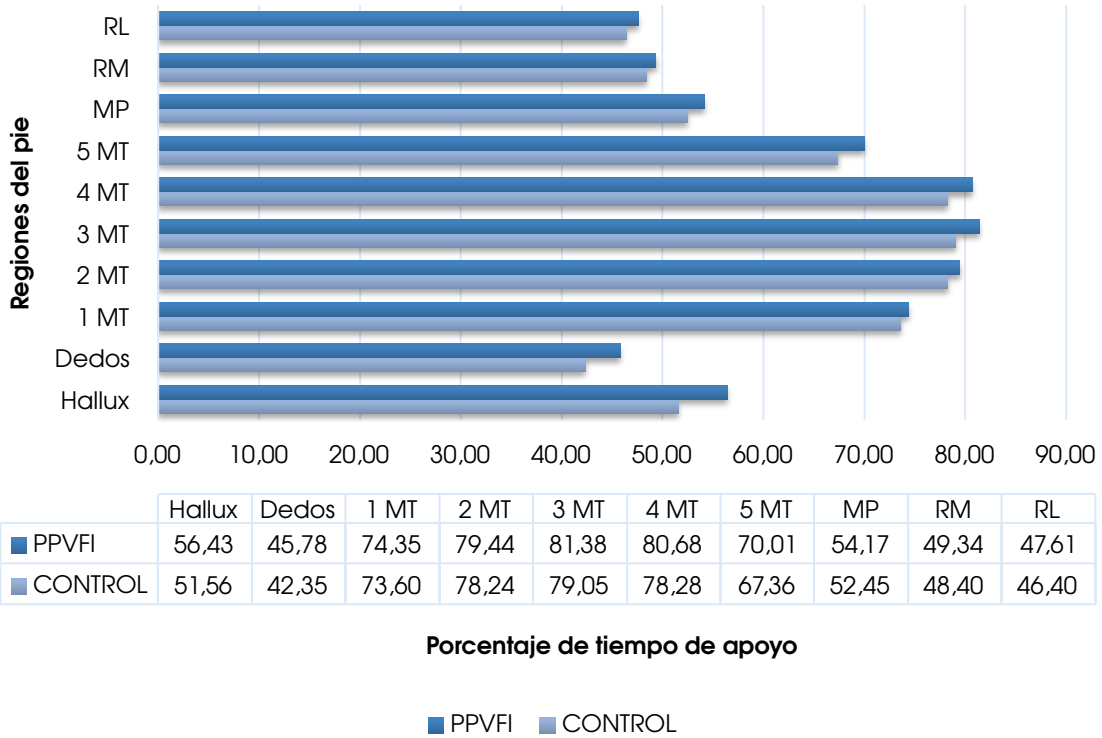
MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

*p<0,05

El porcentaje de tiempo de apoyo entre 60 y 71 meses de edad, es mayor en los PPVFI en el retropié lateral, en los MTs segundo y tercero y en los dedos 2º-5º, con diferencias estadísticamente significativas en el quinto MT (p=0,006).

Gráfico 28: Porcentaje de tiempo de apoyo entre 72 y 83 meses por cohortes (PPVFI y control)

72-83 MESES



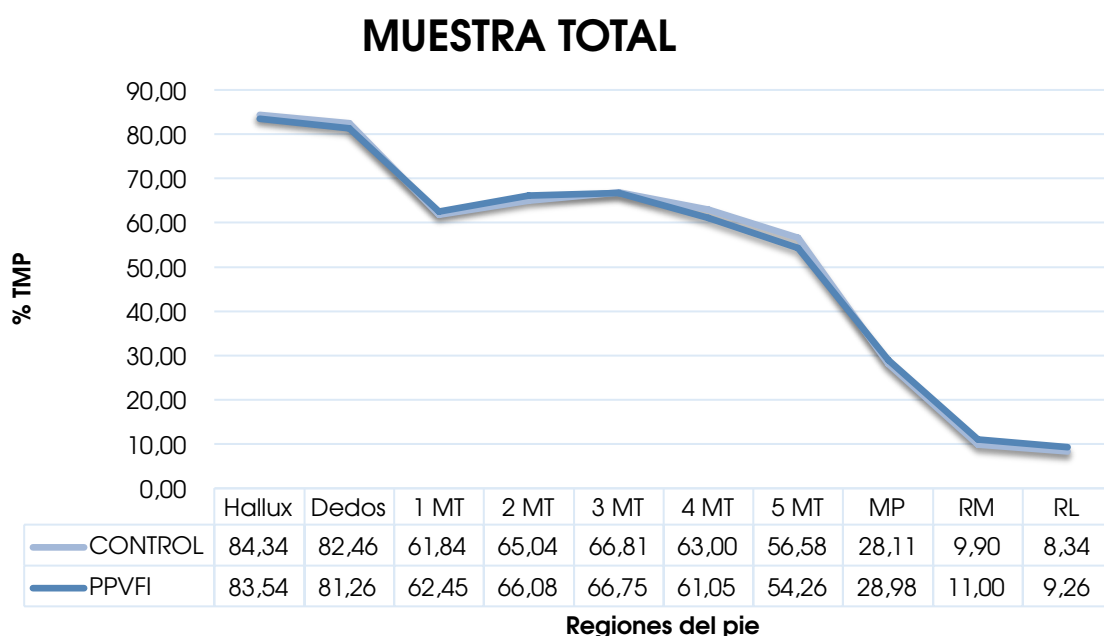
MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

El porcentaje de tiempo de apoyo entre 72 y 83 meses de edad es mayor en los PPVFI en todas las regiones del pie sin diferencias estadísticamente significativas.

► **Porcentaje de Tiempo de Máxima presión:**

Las siguientes gráficas reflejan el momento de la fase de apoyo (expresado en porcentaje de tiempo de apoyo) en el que se ejerce la máxima presión en cada región del pie en ambas cohortes en la muestra total y por grupos de edad.

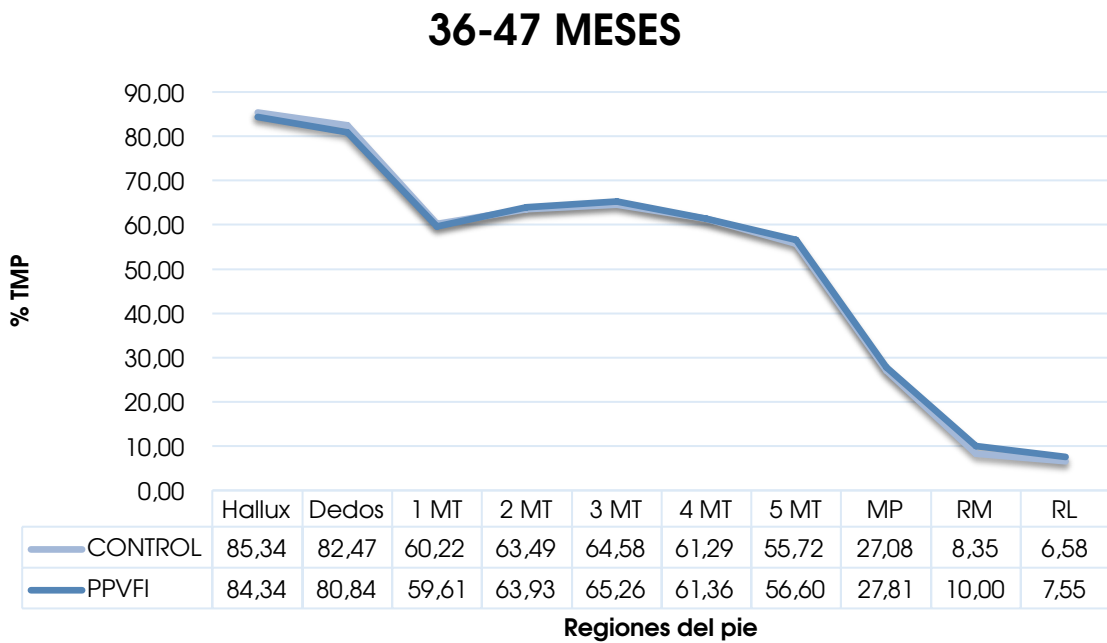
Gráfico 29: Porcentaje de tiempo de máxima presión en la muestra total por cohortes (PPVFI y control)



MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

En la muestra total, el porcentaje de tiempo en el que se produce la máxima presión fue anterior en los PPVFI en los MTs tercero a quinto, y en todos los dedos, sin diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes en ninguna región del pie.

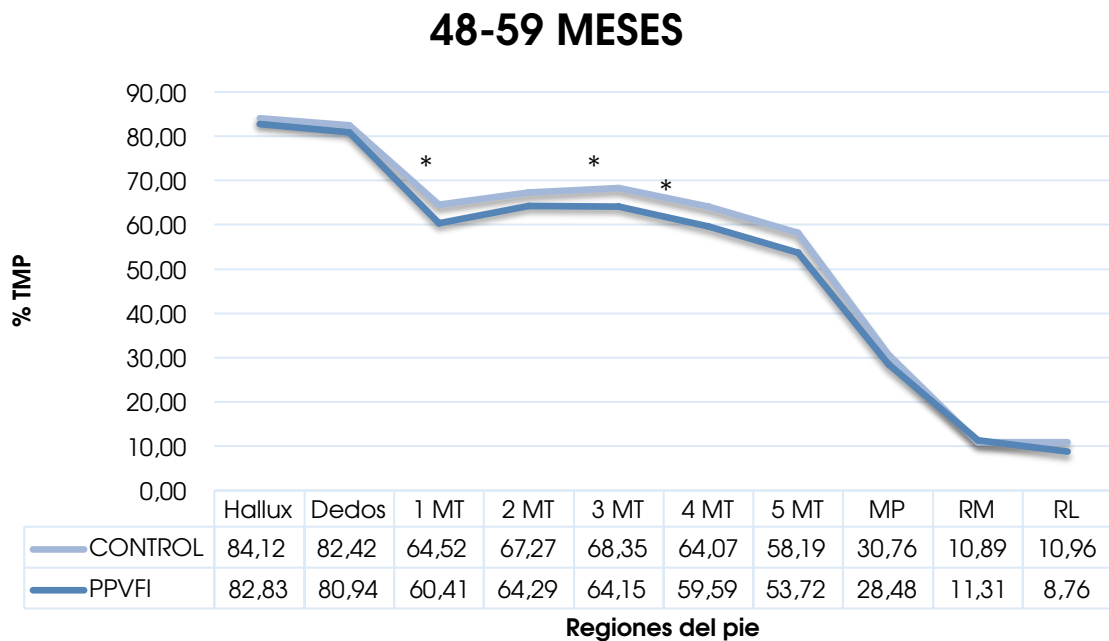
Gráfico 30: Porcentaje de tiempo de máxima presión entre 36 y 47 meses por cohortes (PPVFI y control)



MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

Entre los 36 y 47 meses de edad, el porcentaje de tiempo en el que se produjo la máxima presión sólo es anterior en los PPVFI en el primer MT y en los dedos, sin diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes en ninguna región del pie.

Gráfico 31: Porcentaje de tiempo de máxima presión entre 48 y 59 meses por cohortes (PPVFI y control)

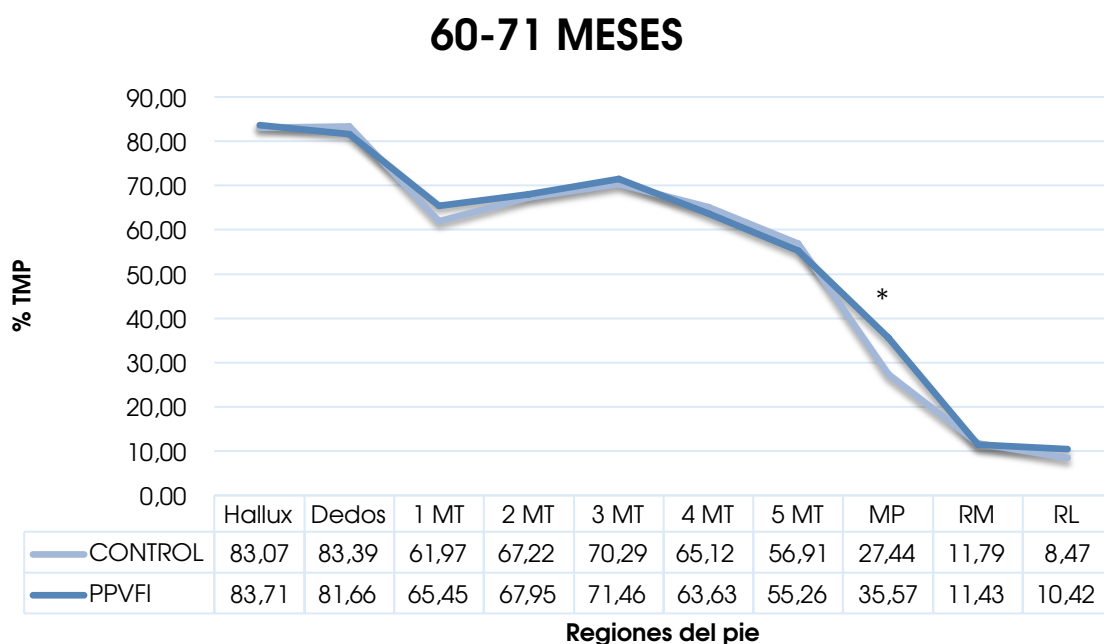


MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

***p<0,05**

Entre los 48 y 59 meses de edad, el porcentaje de tiempo en el que se produce la máxima presión es anterior en los PPVFI en todas las regiones del pie excepto en el retropié medial, con diferencias estadísticamente significativas en los MTs primero ($p=0,032$), tercero ($p=0,038$) y cuarto ($p=0,049$).

Gráfico 32: Porcentaje de tiempo de máxima presión entre 60 y 71 meses por cohortes (PPVFI y control)

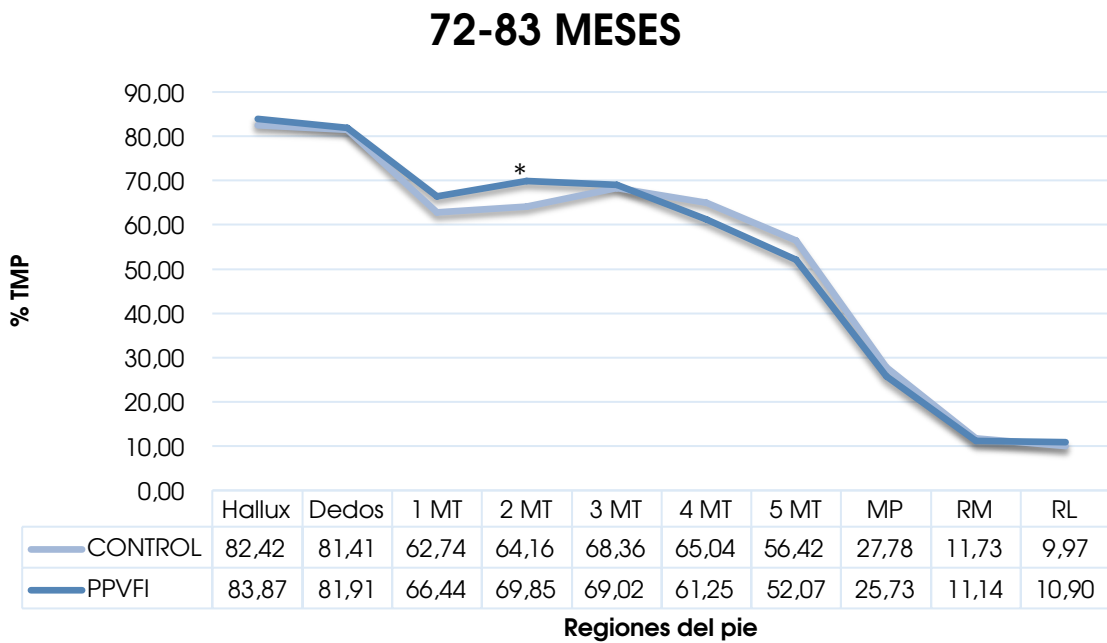


MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

***p<0,05**

Entre los 60 y 71 meses de edad, el porcentaje de tiempo en el que se produce la máxima presión es anterior en los PPVFI en el retropié medial, en los MTs cuarto y quinto y en los dedos 2º-5º, con diferencias estadísticamente significativas en el mediopié (p=0,006).

Gráfico 33: Porcentaje de tiempo de máxima presión entre 72 y 83 meses por cohortes (PPVFI y control)



MP: Mediopié; MT: Metatarsiano; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial

***p<0,05**

Entre los 72 y 83 meses de edad, el porcentaje de tiempo en el que se produce la máxima presión es anterior en los PPVFI en el retropié medial, en el mediopié, y en los MTs cuarto y quinto, con diferencias estadísticamente significativas en el segundo (p=0,045).

5.4.2.4. Variables del patrón de marcha:

En la muestra total de pies, se observó un ángulo fisiológico en el 65,5%, un eje de pie en ADD en el 15,5%, y un eje en ABD en el 19,0%.

La siguiente tabla muestra la distribución por cohortes.

Tabla 18: Distribución del patrón de marcha por cohortes (PPVFI y control).

Patrón de marcha	PPVFI	CONTROL	SIG.
Ángulo fisiológico (-5°- 10°)	39,39%	60,61%	0,314
ADD (<-5°)	28,21%	71,79%	
ABD (>10°)	31,50%	68,75%	

ABD: Abducción; ADD: Aducción.

No observamos diferencias estadísticamente significativas entre cohortes. El análisis por edades muestra diferencias estadísticamente significativas sólo en el grupo entre 72 y 83 meses ($p= 0,005$); presentando el 90% de los PPVFI un ángulo de paso fisiológico, mientras que un 10%, un ángulo de paso aducido, por debajo de los -5°. En la cohorte control, el 45% de los pies presentaba un ángulo de paso fisiológico, el 20% un ángulo aducido, y el 35% un ángulo abducido.

El valor medio del ángulo de marcha en los PPVFI fue de 2,20° (SD 7,33) y el de los pies controles de 2,45° (SD 8,11) sin diferencias estadísticamente significativas entre cohortes en la muestra total ni por grupos de edad.

5.4.3. Caracterización de las cohortes PPVFI y control, por grupo de edad

5.4.3.1. Caracterización de la cohorte PPVFI por grupos de edad

La siguiente tabla refleja el aumento o disminución de las variables que han mostrado diferencias estadísticamente significativas en cada grupo de edad en los PPVFI con respecto a la media total de la cohorte.

Tabla 19: Caracterización de los PPVFI por grupos de edad

PPVFI	36-47	48-59	60-71	72-83
Edad	▼ p<0,001			▲ p<0,001
Peso	▼ p<0,001			▲ p<0,001
Altura	▼ p<0,001		▲ p=0,023	▲ p<0,001
IMC		▲ p=0,010		▼ p=0,044
Edad marcha	▲ p=0,006			▼ p<0,001
Edad gateo	▲ p=0,012		▲ p=0,009	▼ p<0,001
Gateo	▼ p=0,033	▼ p=0,014	▲ p<0,001	▼ p=0,023
Sedestación adecuada	▼ p=0,033		▲ p=0,007	
Sedestación en W		▼ p=0,014		▲ p=0,019
Torpeza	▲ p=0,005			
Huella	▲ IV p=0,009 ▼ I p=0,041	▼ II p=0,045		▲ E p=0,002 ▼ III p=0,023
Pico pronación			▲ p=0,013	
PRCC	▲ p<0,001	▲ p=0,001	▼ p=0,006	▼ p<0,001
ND			▲ p=0,048	▼ p=0,044
TDP		▲ p=0,019	▼ p=0,001	
Ángulo pron.	▲ p<0,001	▲ p<0,001	▼ p<0,001	▼ p<0,001
FD ext rod			▲ p=0,022	
Ángulo > 10º				▼ p=0,017
% C ANTEPIÉ	▼ p<0,001			▲ p<0,001
% C hallux				▲ p=0,010

PPVFI	36-47	48-59	60-71	72-83
% C dedos 2 ^o -5 ^o	▼ p<0,001			▲ p<0,001
% C 1 ^{er} MT		▼ p=0,002	▲ p=0,005	▲ p=0,038
% C 2 ^o MT	▼ p=0,012		▲ p=0,024	
% C 3 ^{er} MT	▼ p=0,016		▲ p=0,014	
% C 4 ^o MT	▼ p<0,001			▲ p=0,021
% C 5 ^o MT			▼ p=0,001	
% C MP	▲ p<0,001			▼ p=0,001
% C RETROPIÉ	▼ p=0,002	▲ p=0,008		
% C RM	▼ p=0,037		▲ p=0,022	
% C RL	▼ p=0,014		▲ p=0,006	
Max P hallux	▼ p=0,013			▲ p=0,029
Max P dedos 2 ^o -5 ^o	▼ p=0,008			▲ p=0,022
Max P 1 ^{er} MT	▼ p=0,049			▲ p=0,001
Max P 3 ^{er} MT	▼ p=0,040			▲ p=0,030
Max P 4 ^o MT				▲ p=0,002
Max P 5 ^o MT			▼ p=0,031	▲ p<0,001
Max P MP			▼ p=0,001	
Max P RM		▲ p=0,003		
Max P RL	▼ p=0,005	▲ p=0,022		
PP hallux	▼ p=0,050			
PP dedos 2 ^o -5 ^o	▼ p<0,001			▲ p=0,004
PP 1 ^{er} MT	▼ p=0,049			
PP 3 ^{er} MT	▼ p=0,003		▲ p=0,019	
PP 4 ^o MT	▼ p=0,004			▲ p=0,017
PP 5 ^o MT				▲ p=0,026
PP RM	▼ p=0,003	▲ p=0,012		
PP RL	▼ p=0,003	▲ p=0,018		
% I ANTEPIÉ		▼ p=0,041		▲ p=0,041
% I dedos 2 ^o -5 ^o		▲ p=0,041		
% I 2 ^o MT				▼ p=0,049
% I 3 ^{er} MT		▼ p=0,007	▲ p=0,007	
% I 5 ^o MT	▲ p<0,001		▼ p=0,039	
% I MP	▲ p<0,001		▼ p=0,035	▼ p=0,035
% I RETROPIÉ	▼ p<0,001	▲ p=0,010		
% I RM		▲ p=0,043		
% I RL	▼ p=0,016		▲ p=0,039	
Duración paso	▼ p=0,006			▲ p=0,006
Inicio 1 ^{er} MT		▲ p=0,043		
Inicio 2 ^o MT		▲ p=0,026		

PPVFI	36-47	48-59	60-71	72-83
Inicio 3 ^{er} MT		▲ p=0,044		
Inicio MP	▼ p=0,010		▲ p=0,004	
Inicio RM	▲ p=0,006			
Inicio RL	▲ p=0,014			
% TA hallux			▼ p=0,038	
% TA dedos 2 ^o -5 ^o			▼ p=0,009	
% TA 1 ^{er} MT		▼ p=0,041		
% TA 2 ^o MT	▲ p=0,035	▼ p=0,038		
% TA 3 ^{er} MT		▼ p=0,030		
% TA 4 ^o MT		▼ p=0,026		
% TA MP	▲ p=0,046			
% TMP hallux		▼ p=0,028		
% TMP 1 ^{er} MT	▼ p=0,038	▼ p=0,029		▲ p=0,006
% TMP 2 ^o MT		▼ p=0,043		▲ p=0,007
% TMP 3 ^{er} MT		▼ p=0,010	▲ p=0,007	
% TMP MP			▲ p<0,001	▼ p=0,024
% TMP RL	▼ p=0,036			▲ p=0,042

IMC: Índice de masa corporal; **FD:** Flexión dorsal; **Max P:** Máxima presión; **MP:** Medio pié; **MT:** Metatarsiano; **ND:** Navicular drop; **PP:** Pico de presión; **PRCC:** Posición relajada del calcáneo en carga; **RL:** Retropié lateral; **RM:** Retropié medial; **TDP:** Tercio distal de la pierna;
% C: Porcentaje de contacto; **% I:** Porcentaje de impulso; **% TA:** Porcentaje de tiempo de apoyo;
% TMP: Porcentaje de tiempo de máxima presión
▲: Mayor, ▼: Menor

En la cohorte de PPVFI, **entre los 36 y 47 meses** de edad con respecto a la media de dicha cohorte, se observan diferencias estadísticamente significativas en las siguientes variables:

- Menor edad, peso y estatura.
- Historia clínica: Superior edad de gateo y de marcha, mayor porcentaje de niños con torpeza, y menor porcentaje de niños con gateo fisiológico y sedestación adecuada.
- Exploración clínica: Superior PRCC, ángulo de pronación, porcentaje de huellas planas grado IV e inferior porcentaje de huellas grado I.

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores inferiores en los porcentajes de contacto en el antepié total, en los MTs segundo a cuarto y en el retropié total, y valores superiores en el mediopié.
 - Variables de carga: Valores inferiores en los picos de presión en el retropié, en los MTs primero, tercero y cuarto, y en todos los dedos, en las máximas presiones en la región lateral del retropié, en los MTs primero y tercero y en todos los dedos, y en el porcentaje de impulso en el retropié lateral. Valores superiores en el porcentaje de impulso en el mediopié y en el quinto MT.
 - Variables temporales: Menor duración del paso y mayor porcentaje de tiempo de apoyo en el segundo MT y en el mediopié. Más temprano inicio del apoyo en el mediopié, y porcentaje de tiempo de máxima presión en la región lateral del retropié y primer MT, y más tardío inicio del apoyo del retropié.

En la cohorte de PPVFI, **entre los 48 y 59 meses** de edad con respecto a la media de dicha cohorte, se observan diferencias estadísticamente significativas en las siguientes variables:

- Mayor IMC.
- Historia clínica: Inferior porcentaje de niños con gateo fisiológico y sedestación en W.
- Exploración clínica: Superior PRCC, TDP, y ángulo de pronación, e inferior porcentaje de huellas planas grado II.
- Análisis baropodométrico:

- Variables de contacto: Valores superiores en el retropié total e inferiores en el primer MT.
- Variables de carga: Valores superiores de máxima presión, pico de presión y porcentaje de impulso en el retropié total, y en el porcentaje de impulso en el retropié medial y en los dedos 2º-5º; y valores inferiores en el porcentaje de impulso en el antepié total y en el tercer MT.
- Variables temporales: Menor porcentaje de tiempo de apoyo en los MTs primero a cuarto, apoyo más tardío en los MTs primero a tercero, y más precoz porcentaje de tiempo de máxima presión en los MTs primero a tercero y en el hallux.

En la cohorte de PPVFI, **entre los 60 y 71 meses** de edad con respecto a la media de dicha cohorte, se observan diferencias estadísticamente significativas en las siguientes variables:

- Mayor estatura.
- Historia clínica: Superior edad de gateo, y mayor porcentaje de niños con gateo fisiológico y sedestación adecuada.
- Exploración clínica: Mayor ND y FD de tobillo con rodilla extendida, e inferior PRCC, TDP y ángulo de pronación.
- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores en los porcentajes de contacto de los MTs primero a tercero y en el retropié, e inferiores del quinto MT.
 - Variables de carga: Valores superiores de pico de presión en el tercer MT, y porcentaje de impulso en el tercer MT y en el

retropié lateral, e inferiores de máximas presiones y porcentajes de impulso en el mediopié y el quinto MT.

- Variables temporales: Menores porcentajes de tiempo de apoyo en todos los dedos, con un más tardío inicio del apoyo en el mediopié y porcentaje de tiempo de máxima presión en el mediopié y en el tercer MT.

En la cohorte de PPVFI, **entre los 72 y 83 meses** de edad con respecto a la media de dicha cohorte, se observan diferencias estadísticamente significativas en las siguientes variables:

- Superior edad, peso y estatura, e inferior IMC.
- Historia clínica: Inferior edad de gateo y de marcha, mayor porcentaje de niños con sedestación en W, y menor porcentaje de niños con gateo fisiológico.
- Exploración clínica: Menor ND, PRCC, ángulo de pronación, porcentaje de huellas planas grado III, y de niños con un ángulo de marcha mayor de 10° y mayor porcentaje de huellas excavadas.
- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentaje de contacto en el antepié total, en los MTs primero y cuarto, y en todos los dedos, e inferiores en el mediopié.
 - Variables de carga: Valores superiores en las máximas presiones en el primero, tercero-quinto MT y en todos los dedos, en los picos de presión en el cuarto y quinto MT y en los dedos 2°-5°, y en los porcentajes de impulso en el antepié total. Valores inferiores en el porcentaje de impulso en el mediopié y el segundo MT.

- o Variables temporales: Mayor duración del paso, más precoz porcentaje de tiempo de máxima presión en el mediopié y más tardío en los MTs primero y segundo y en el retropié lateral.

5.4.3.2. Caracterización de la cohorte control por grupos de edad

Tabla 20: Caracterización de la cohorte control por grupos de edad

CONTROL	36-47	48-59	60-71	72-83
Peso	▼ p<0,001	▲ p=0,007	▲ p<0,001	▲ p<0,001
Altura	▼ p<0,001		▲ p<0,001	▲ p<0,001
IMC		▲ p=0,011		▼ p=0,003
Sexo masculino	▲ p=0,020			▼ p<0,001
Edad marcha	▲ p=0,050			▼ p=0,002
Edad gateo			▲ p=0,049	
Gateo		▼ p=0,038	▲ p<0,001	▼ p=0,041
Sedestación adecuada			▲ p<0,001	
Sedestación en W	▼ p=0,020	▲ p<0,001		
Ejercicio			▼ p=0,027	
Torpeza		▲ p=0,008		
Huella	▲ III p<0,001 ▼ I p=0,002 ▼ N p=0,001	▲ N p=0,004	▲ I p<0,001	▲ N p=0,010 ▼ III p=0,001
Pico pronación		▼ p=0,022	▲ p<0,001	
Apoyo talón			▲ p=0,046	
PRCC	▲ p<0,001		▼ p<0,001	▼ p=0,003
ND			▲ p=0,015	
TDP	▼ p=0,044	▲ p=0,009	▼ p=0,036	
Ángulo pronación	▲ p<0,001		▼ p<0,001	
FD flex rod			▼ p=0,024	
FD ext rod	▲ p=0,010			▼ p=0,010
Ángulo poplíteo	▲ p<0,001	▼ p=0,023		▼ p<0,001
Ángulo >10°	▼ p=0,039			
% C antepié	▼ p<0,001			▲ p=0,001
% C hallux	▼ p=0,011			▲ p=0,013
% C 2° MT	▼ p=0,002	▲ p=0,019		
% C 3° MT	▼ p=0,006	▲ p=0,043		▲ p=0,012

CONTROL	36-47	48-59	60-71	72-83
% C 4º MT	▼ p=0,006	▲ p=0,046		▲ p<0,001
% C MP	▲ p<0,001	▼ p=0,044	▼ p=0,023	▼ p<0,001
% C retropié	▼ p<0,001		▲ p=0,020	▲ p<0,001
% C RM	▼ p<0,001	▲ p=0,009		▲ p=0,001
% C RL	▼ p<0,001	▲ p=0,014		▲ p<0,001
Max P hallux	▼ p=0,001			▲ p=0,001
Max P dedos 2º-5º			▼ p=0,002	▲ p=0,040
Max P 1º MT	▼ p<0,001			▲ p<0,001
Max P 2º MT	▼ p=0,001			▲ p<0,001
Max P 3º MT	▼ p<0,001			▲ p=0,007
Max P MP	▲ p=0,007		▼ p=0,018	
Max P RM	▼ p=0,003			▲ p=0,017
Max P RL	▼ p<0,001	▲ p=0,013		▲ p=0,007
PP hallux				▲ p=0,026
PP dedos 2º-5º	▼ p=0,019	▲ p=0,031	▼ p=0,031	▲ p=0,003
PP 1º MT				▲ p=0,020
PP 2º MT	▼ p<0,001	▲ p=0,018		
PP 3º MT	▼ p<0,001	▲ p=0,010	▲ p=0,007	
PP 4º MT	▼ p<0,001	▲ p=0,028		
PP 5º MT	▼ p=0,012		▲ p=0,013	
PP RM	▼ p=0,001			▲ p=0,016
PP RL	▼ p<0,001	▲ p=0,005		▲ p=0,008
% I antepié		▼ p=0,049		
% I dedos 2º-5º	▲ p=0,009		▼ p<0,001	
% I 4º MT	▲ p=0,011			▼ p=0,013
% I MP	▲ p<0,001	▼ p=0,048	▼ p=0,040	▼ p=0,020
% I retropié	▼ p<0,001	▲ p<0,001		▲ p=0,034
% I RM	▼ p<0,001	▲ p=0,001	▲ p=0,042	
% I RL	▼ p<0,001	▲ p=0,001		
Duración paso	▼ p=0,006			
Inicio dedos 2º-5º	▼ p=0,035		▲ p=0,013	
Inicio 4º MT			▼ p=0,022	
Inicio 5º MT			▼ p=0,037	
Inicio MP	▼ p=0,006	▲ p<0,001		
Inicio RM	▲ p=0,015			
Inicio RL	▲ p=0,014			
% TA dedos 2º-5º	▲ p=0,006		▼ p=0,006	
% TA 1º MT	▼ p=0,034			▲ p=0,010
% TA 2º MT				▲ p=0,042
% TA 3º MT	▼ p=0,003		▲ p=0,015	
% TA 4º MT	▼ p=0,017		▲ p=0,002	

CONTROL	36-47	48-59	60-71	72-83
% TA 5º MT		▼ p=0,034	▲ p=0,003	
% TA MP				▼ p=0,019
% TA RM	▼ p<0,001	▲ p=0,002	▲ p=0,040	
% TA RL	▼ p<0,001	▲ p=0,001		
% TMP hallux	▲ p=0,021			
% TMP 1º MT	▼ p=0,029	▲ p=0,033		
% TMP 2º MT	▼ p=0,022	▲ p=0,047		
% TMP 3º MT	▼ p=0,010		▲ p=0,016	
% TMP 4º MT	▼ p=0,001			
% TMP MP	▼ p=0,022	▲ p=0,001		
% TMP RM	▼ p<0,001		▲ p=0,014	▲ p=0,028
% TMP RL	▼ p<0,001	▲ p<0,001		▲ p=0,050

IMC: Índice de masa corporal; **FD:** Flexión dorsal; **Max P:** Máxima presión; **MP:** Medio pie; **MT:** Metatarsiano; **N:** Normal; **ND:** Navicular drop; **PP:** Pico de presión; **PRCC:** Posición relajada del calcáneo en carga; **RL:** Retropié lateral; **RM:** Retropié medial; **TDP:** Tercio distal de la pierna; **% C:** Porcentaje de contacto; **% I:** Porcentaje de impulso; **% TA:** Porcentaje de tiempo de apoyo; **% TMP:** Porcentaje de tiempo de máxima presión
▲: Mayor, **▼:** Menor

En la cohorte control, **entre los 36 y 47 meses** de edad con respecto a la media de dicha cohorte, se observan diferencias estadísticamente significativas en las siguientes variables:

- Menor estatura y peso, y mayor porcentaje de niños que de niñas.
- Historia clínica: Edad superior de marcha, y menor porcentaje de niños con sedestación en W.
- Exploración clínica: Superior PRCC, ángulo de pronación, ángulo poplíteo, FD de tobillo con rodilla extendida, y porcentaje de huellas planas grado III; e inferior TDP, porcentaje de huellas normales y planas grado I y porcentaje de niños con ángulo de marcha superior a 10°.

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentajes de contacto en el mediopié, e inferiores en el retropié total, en los MTs segundo a cuarto y en el hallux.
 - Variables de carga: Valores superiores de máximas presiones en el mediopié, de porcentaje de impulso en el mediopié, cuarto MT y dedos 2º-5º, e inferiores de máximas presiones en el retropié total, primer a tercer MT y hallux, de picos de presión en el retropié total, en los MT segundo a quinto y dedos 2º-5º, y de porcentaje de impulso en el retropié total.
 - Variables temporales: Menor duración del paso con mayor porcentaje de tiempo de apoyo en dedos e menor en el retropié y los MTs primero, tercero y cuarto. Inicio del apoyo más temprano en el mediopié y más tardío en el retropié, primer, tercer y cuarto MT, y porcentaje de tiempo de máxima presión más temprano en el retropié, mediopié y MTs primero a cuarto y más tardío en el hallux.

En la cohorte control, **entre los 48 y 59 meses** de edad con respecto a la media de dicha cohorte, se observan diferencias estadísticamente significativas en las siguientes variables:

- Mayor peso e IMC.
- Historia clínica: Mayor porcentaje de niños con sedestación en W y con torpeza, y menor porcentaje de niños con gateo fisiológico.
- Exploración clínica: Superior TDP y porcentaje de huellas normales y menor ángulo poplíteo y porcentaje de huellas con pico de pronación.

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentaje de contacto en el retropié y en el segundo a cuarto MT e inferiores en el mediopié.
 - Variables de carga: Valores superiores de máxima presión en el retropié lateral, de picos de presión en el retropié lateral, MTs segundo a cuarto, y dedos 2º-5º, y de porcentaje de impulso en el retropié total; y valores inferiores de porcentajes de impulso en el antepié y el mediopié.
 - Variables temporales: Porcentaje de tiempo de apoyo superior en el retropié total e inferior en el quinto MT. Más tardío inicio del apoyo en el mediopié, y porcentaje de tiempo de máxima presión en el retropié lateral, mediopié, y primer y segundo MT.

En la cohorte control, **entre los 60 y 71 meses** de edad con respecto a la media de dicha cohorte, se observan diferencias estadísticamente significativas en las siguientes variables:

- Mayor peso y estatura.
- Historia clínica: Superior edad de gateo, porcentaje de niños con gateo fisiológico y sedestación adecuada y menor porcentaje de niños que realizaba ejercicio.
- Exploración clínica: Inferior PRCC, TDP, ángulo de pronación y FD de tobillo con rodilla en flexión y superior ND, y porcentaje de huellas planas grado I, huellas con picos de pronación y con adecuado apoyo de talón.
- Análisis baropodométrico:

- Variables de contacto: Valores superiores de porcentajes de contacto en el retropié e inferiores en el mediopié.
- Variables de carga: Valores superiores de picos de presión en el tercer y quinto MT y de porcentaje de impulso en el retropié medial, e inferiores de máximas presiones y porcentaje de impulso en el mediopié y dedos 2º-5º, y de picos de presión en dedos 2º-5º.
- Variables temporales: Mayores porcentajes de tiempo de apoyo en los MTs tercero a quinto y en el retropié medial, y menores en los dedos 2º-5º. Inicio del apoyo anterior en los MTs cuarto y quinto, y posterior en dedos 2º-5º, y porcentaje de tiempo de máxima presión posterior en el retropié medial y en el tercer MT.

En la cohorte control, **entre los 72 y 83 meses** de edad con respecto a la media de dicha cohorte, se observan diferencias estadísticamente significativas en las siguientes variables:

- Mayor peso, estatura, y porcentaje de niñas que de niños, y menor IMC.
- Historia clínica: Inferior edad de marcha, y menor porcentaje de niños con gateo.
- Exploración clínica: Menor PRCC, ángulo poplíteo, FD con rodilla en extensión y porcentaje de huellas planas grado III, y superior porcentaje de huellas normales.
- Análisis baropodométrico:

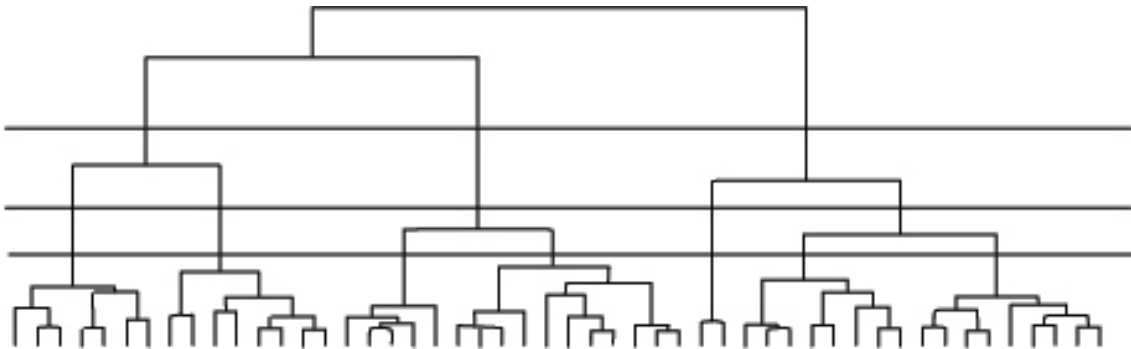
- Variables de contacto: Valores superiores de porcentajes de contacto en el retropié, en los MTs tercero y cuarto y en el hallux e inferiores en el mediopié.
- Variables de carga: Valores superiores de máximas presiones en el retropié, en los MTs primero a tercero, y en todos los dedos, de picos de presión en el retropié, primer MT y hallux, y de porcentaje de impulso en el retropié. Valores inferiores de porcentaje de impulso en el mediopié y en el cuarto MT.
- Variables temporales: Mayor porcentaje de tiempo de apoyo en el primer y segundo MT y menor en el mediopié, y posterior porcentaje de tiempo de máxima presión en el retropié.

5.4.4. Clasificación funcional de los pies de la muestra total

La clasificación funcional de los pies de la muestra total se realizó mediante un análisis de conglomerados a partir del ACP de las variables baropodométricas. La técnica de ACP permitió sintetizar las 79 variables baropodométricas en 21 componentes principales o factores, combinación lineal de las variables baropodométricas originales, e independientes entre sí. Se escogieron los 21 primeros factores resultantes pues representaban el 90% de la variabilidad de la información inicial, explicando los siguientes factores menos del 1% de esta.

El número de conglomerados fue determinado por el proceso de agregación que describe el siguiente árbol jerárquico (gráfico 31), identificándose inicialmente 3, 5 o 7 patrones baropodométrico. Después del análisis de las tres opciones, se seleccionó la de 7 conglomerados, pues permitía distinguir comportamientos baropodométricos similares pero con importantes características diferenciales. Tras realizar un corte en la jerarquía de conglomerados, la partición final obtenida se mejora mediante un proceso iterativo de consolidación de centroides móviles.

Gráfico 34: Árbol jerárquico del análisis de conglomerados



Los 7 patrones baropodométricos obtenidos a través del análisis, permiten explicar el 36,64% de la variabilidad entre todos los patrones de los pies analizados (relación entre la variabilidad intercluster y la variabilidad total = 0,37). La siguiente tabla muestra la caracterización de los diferentes patrones baropodométricos mediante las variables baropodométricas (variables activas en el análisis de conglomerados) y las variables de la historia y exploración clínica (variables suplementarias).

Tabla 21: Clasificación funcional de los pies de la muestra total.

	P1 N=31 (12,30%)	P2 N=34 (13,49%)	P3 N=25 (9,92%)	P4 N=71 (28,17%)	P5 N=3 (1,19%)	P6 N=46 (18,25%)	P7 N=42 (16,67%)
Cohorte	▲ PPVFI p=0,001 ▼ Control p=0,001					▲ Control p=0,006 ▼ PPVFI p=0,006	
Grupo edad	▲ 72-83 p=0,001 ▼ 36-47 p<0,001	▲ 36-47 p<0,001 ▼ 48-59 p=0,010	▲ 48-59 p=0,030 ▼ 36-47 p=0,002	▲ 60-71 p=0,004 ▼ 36-47 p=0,004		▲ 36-47 p<0,001 ▼ 60-71 p=0,010	
Cohorte- edad	▲ PPVFI 72-83 p=0,001 ▼ Control 36-47 p<0,001	▲ Control 36-47 p=0,001 ▼ Control 72-83 p=0,049 ▼ PPVFI 48-59 p=0,031	▲ PPVFI 48-59 p=0,011 ▲ Control 72-83 p=0,035 ▼ Control 36-47 p=0,021	▲ PPVFI 60-71 p=0,003 ▼ Control 36-47 p=0,023	▲ Control 36-47 p=0,029	▲ Control 36-47 p<0,001 ▼ PPVFI 60-71 p=0,036 ▼ PPVFI 72-83 p=0,015	▲ Control 48-59 p<0,001 ▼ PPVFI 60-71 p=0,049 ▼ PPVFI 72-83 p=0,022
Edad	▲ p<0,001	▼ p=0,001	▲ p<0,001	▲ p=0,005	▼ p=0,004	▼ p<0,001	
Peso	▲ p<0,001	▼ p=0,012		▲ p=0,005	▼ p=0,003	▼ p<0,001	
Estatura	▲ p<0,001	▼ p=0,007	▲ p=0,011	▲ p=0,012	▼ p=0,001	▼ p<0,001	
IMC			▼ p<0,001				▲ p=0,022
Sexo masculino		▲ p=0,013	▼ p=0,045				
Gateo tipo culeo					▲ p<0,001		
Edad marcha			▲ p=0,024				
Sedest. adecuada	▲ p=0,004					▼ p=0,008	
Ejercicio	▼ p=0,024						
Torpeza		▲ p=0,012					▲ p=0,023
Huella	▲ E p=0,006	▲ III p=0,021 ▼ I p=0,005	▼ II p=0,019		▲ IV p=0,005	▲ III p=0,021	
Pico pronación			▲ p=0,011			▼ p=0,037	▼ p=0,023
Apoyo talón		▼ p=0,014	▼ p=0,013	▲ p=0,039			▲ p=0,042

	P1 N=31 (12,30%)	P2 N=34 (13,49%)	P3 N=25 (9,92%)	P4 N=71 (28,17%)	P5 N=3 (1,19%)	P6 N=46 (18,25%)	P7 N=42 (16,67%)
PRCC							▼p=0,016
ND	▲p=0,026					▼p=0,032	
TDP		▼p=0,009		▲p=0,025			▼p=0,007
Ángulo pronación	▲p=0,027		▲p=0,044				▼p=0,001
FD flex rod	▼p<0,001	▼p=0,001	▼p=0,005	▲p=0,045	▲p=0,001	▲p<0,001	▲p=0,002
FD ext rod	▼p=0,017	▼p=0,028	▼p=0,046		▲p=0,003	▲p=0,009	
Ángulo poplíteo		▲p=0,019					
Ángulo <5°	▼p=0,004						
Ángulo >10°				▲p=0,003		▼p=0,032	▼p=0,020
% C antepié			▲p=0,012		▼p<0,001		
% C hallux	▲p<0,001	▼p=0,023		▼p<0,001	▼p=0,047	▲p<0,001	
% C dedos 2°-5°				▼p=0,015		▲p<0,001	▼p=0,019
% C 1 ^{er} MT			▲p=0,019	▲p<0,001		▼p<0,001	▼p<0,001
% C 2 ^o MT		▼p=0,003	▲p<0,001	▲p<0,001		▼p<0,001	▼p=0,002
% C 3 ^{er} MT		▼p=0,001	▲p=0,002	▲p<0,001		▼p<0,001	▼p=0,012
% C 4 ^o MT	▲p=0,008	▼p=0,002	▲p<0,001	▲p<0,001		▼p<0,001	▼p=0,027
% C 5 ^o MT		▲p<0,001	▼p<0,001	▼p<0,001		▲p<0,001	▲p<0,001
% C MP	▼p=0,002	▲p=0,028	▼p<0,001	▼p<0,001	▲p<0,001	▲p<0,001	▲p=0,002
% C retropié			▲p<0,001	▲p<0,001	▼p=0,002	▼p<0,001	▼p=0,009
% C RM			▲p=0,001	▲p<0,001	▼p=0,001	▼p<0,001	▼p=0,010
% C RL			▲p<0,001	▲p<0,001	▼p<0,001	▼p<0,001	▼p=0,001
Max P hallux	▲p<0,001	▼p<0,001	▲p<0,001		▼p=0,004	▲p=0,019	▼p<0,001
Max P dedos 2°-5°		▼p=0,003	▲p=0,007			▲p<0,001	▼p=0,039
Max P 1 ^{er} MT	▲p<0,001				▼p=0,001		▼p<0,001
Max P 2 ^o MT	▲p<0,001			▲p=0,016	▼p=0,003	▼p<0,001	▼p=0,003
Max P 3 ^{er} MT	▲p<0,001		▼p=0,001		▼p=0,004	▼p<0,001	
Max P 4 ^o MT	▲p<0,001		▼p<0,001	▼p<0,001	▼p=0,014		▲p<0,001
Max P 5 ^o MT	▲p<0,001		▼p<0,001	▼p<0,001			▲p<0,001

	P1 N=31 (12,30%)	P2 N=34 (13,49%)	P3 N=25 (9,92%)	P4 N=71 (28,17%)	P5 N=3 (1,19%)	P6 N=46 (18,25%)	P7 N=42 (16,67%)
Max P MP		▼ p=0,009	▼ p=0,005	▼ p<0,001		▲ p<0,001	▲ p<0,001
Max P RM	▲ p<0,001	▼ p<0,001		▼ p=0,008	▼ p=0,003	▲ p=0,005	
Max P RL	▲ p<0,001	▼ p<0,001	▲ p=0,019		▼ p<0,001		
PP hallux	▲ p<0,001	▼ p<0,001	▲ p<0,001		▼ p=0,014	▲ p=0,014	▼ p<0,001
PP dedos 2º-5º		▼ p=0,001	▲ p=0,001		▼ p=0,032	▲ p<0,001	▼ p=0,012
PP 1º MT	▲ p=0,013			▲ p=0,016	▼ p=0,001		▼ p<0,001
PP 2º MT	▲ p<0,001	▼ p=0,024		▲ p=0,006	▼ p=0,004	▼ p<0,001	▼ p<0,001
PP 3º MT	▲ p<0,001	▼ p=0,043	▼ p=0,001		▼ p=0,004	▼ p<0,001	
PP 4º MT	▲ p<0,001		▼ p<0,001	▼ p=0,016	▼ p=0,007	▼ p=0,010	▲ p<0,001
PP 5º MT	▲ p<0,001		▼ p<0,001	▼ p<0,001	▼ p=0,021		▲ p<0,001
PP MP	▲ p=0,029	▼ p<0,001	▼ p=0,007	▼ p<0,001		▲ p<0,001	▲ p=0,006
PP RM	▲ p<0,001	▼ p<0,001	▲ p=0,001	▼ p=0,027	▼ p=0,034		
PP RL	▲ p<0,001	▼ p<0,001	▲ p=0,028		▼ p=0,004		
% I antepié	▲ p=0,016	▲ p<0,001		▼ p<0,001			▼ p<0,001
% I hallux			▲ p<0,001	▼ p=0,007		▲ p=0,002	▼ p<0,001
% I dedos 2º-5º	▼ p=0,009		▲ p<0,001	▼ p=0,011		▲ p<0,001	▼ p=0,004
% I 1º MT	▼ p=0,001	▲ p<0,001	▲ p<0,001		▼ p=0,002		▼ p<0,001
% I 2º MT		▲ p<0,001	▲ p<0,001	▲ p=0,001	▼ p=0,005	▼ p<0,001	▼ p<0,001
% I 3º MT	▲ p<0,001	▲ p<0,001			▼ p=0,003	▼ p<0,001	▼ p=0,020
% I 4º MT	▲ p=0,003	▲ p<0,001	▼ p<0,001	▼ p<0,001	▼ p=0,028		▲ p<0,001
% I 5º MT		▲ p=0,001	▼ p<0,001	▼ p<0,001		▲ p=0,019	▲ p<0,001
% I MP	▼ p=0,002	▼ p<0,001	▼ p<0,001	▼ p=0,006	▲ p<0,001	▲ p<0,001	▲ p<0,001
% I retropié	▼ p=0,047	▼ p<0,001					
% I RM	▼ p=0,039	▼ p<0,001		▲ p<0,001			▲ p=0,003
% I RL	▼ p=0,036	▼ p<0,001		▲ p<0,001		▼ p=0,015	
Duración paso		▼ p=0,019	▼ p=0,021		▲ p<0,001	▼ p=0,026	▲ p<0,001
Inicio hallux	▼ p=0,001	▼ p<0,001	▼ p<0,001	▲ p<0,001	▲ p<0,001		▲ p<0,001
Inicio dedos 2º-5º	▼ p=0,005	▼ p<0,001	▼ p<0,001	▲ p<0,001	▲ p<0,001		▲ p<0,001
Inicio 1º MT	▼ p=0,009	▼ p<0,001	▼ p=0,010		▲ p<0,001		▲ p<0,001
Inicio 2º MT	▼ p=0,001	▼ p<0,001	▼ p=0,006		▲ p<0,001	▲ p=0,001	▲ p<0,001
Inicio 3º MT	▼ p=0,001	▼ p<0,001	▼ p=0,004		▲ p<0,001	▲ p<0,001	▲ p=0,040
Inicio 4º MT	▼ p=0,001	▼ p<0,001	▼ p=0,015		▲ p<0,001	▲ p<0,001	

	P1 N=31 (12,30%)	P2 N=34 (13,49%)	P3 N=25 (9,92%)	P4 N=71 (28,17%)	P5 N=3 (1,19%)	P6 N=46 (18,25%)	P7 N=42 (16,67%)
Inicio 5º MT	▼p=0,001	▼p<0,001	▼p=0,021	▲p<0,001	▲p<0,001	▲p=0,004	
Inicio MP		▼p=0,001	▲p=0,012	▲p<0,001		▼p<0,001	▼p=0,015
Inicio RM		▲p<0,001					
Inicio RL		▲p<0,001					
% TA hallux	▲p<0,001	▲p<0,001	▲p<0,001	▼p<0,001	▼p=0,023		▼p=0,001
% TA dedos 2º-5º	▲p=0,001	▲p<0,001	▲p<0,001	▼p<0,001	▼p=0,001		▼p=0,004
% TA 1º MT	▲p=0,018	▲p<0,001	▲p=0,010		▼p=0,001	▼p=0,002	▼p<0,001
% TA 2º MT	▲p=0,001	▲p<0,001	▲p=0,015		▼p<0,001	▼p<0,001	▼p=0,002
% TA 3º MT	▲p<0,001	▲p<0,001	▲p=0,020		▼p<0,001	▼p<0,001	
% TA 4º MT	▲p<0,001	▲p<0,001			▼p<0,001	▼p<0,001	▲p=0,003
% TA 5º MT	▲p=0,004	▲p=0,008	▼p=0,017	▼p<0,001	▼p<0,001		▲p<0,001
% TA MP	▼p<0,001	▼p<0,001	▼p<0,001	▲p=0,004	▲p<0,001		▲p<0,001
% TA RM	▼p=0,028	▼p<0,001	▼p=0,030	▲p<0,001		▼p=0,011	▲p<0,001
% TA RL	▼p=0,044	▼p<0,001		▲p<0,001	▼p=0,005	▼p=0,002	▲p<0,001
% TMP hallux	▼p=0,012	▲p=0,035	▼p<0,001	▲p=0,008			
% TMP dedos 2º-5º	▼p=0,002		▼p=0,014	▲p=0,007			▲p=0,021
% TMP 1º MT	▼p=0,019	▼p<0,001	▼p=0,026	▲p<0,001			▲p=0,013
% TMP 2º MT		▼p<0,001	▼p<0,001	▲p<0,001	▲p=0,012	▼p=0,045	▲p=0,005
% TMP 3º MT		▼p<0,001	▼p<0,001	▲p<0,001	▲p=0,012	▼p=0,007	▲p<0,001
% TMP 4º MT	▼p=0,013	▼p<0,001	▼p<0,001	▲p<0,001	▲p=0,002		▲p<0,001
% TMP 5º MT	▼p<0,001	▼p<0,001	▼p<0,001	▲p<0,001	▲p<0,001	▲p=0,046	▲p<0,001
% TMP MP	▼p<0,001	▼p<0,001	▼p=0,032	▲p<0,001	▲p<0,001		
% TMP RM		▼p=0,004		▲p<0,001	▼p=0,047	▼p<0,001	
% TMP RL		▼p=0,016		▲p<0,001	▼p=0,013	▼p<0,001	

E: Escavada; FD: Flexión dorsal; IMC: Índice de masa corporal; Max P: Máxima presión; MP: Medio pie; MT: Metatarsiano; ND: Navicular drop; P: Patrón; PP: Pico de presión; PRCC: Posición relajada del calcáneo en carga; RL: Retropié lateral; RM: Retropié medial; TDP: Tercio distal de la pierna; % C: Porcentaje de contacto; % I: Porcentaje de impulso; % TA: Porcentaje de tiempo de apoyo; % TMP: Porcentaje de tiempo de máxima presión
▲: Mayor, ▼: Menor

Gráfico 35: Representación gráfica de los 7 patrones baropodométricos.



El **patrón 1** (N = 31 pies; 12,30%), se caracterizó por presentar diferencias estadísticamente significativas con respecto al total de pies en las siguientes variables:

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores en el porcentaje de contacto en el hallux y en el cuarto MT e inferiores en el mediopié.
 - Variables de carga: Valores superiores de máximas presiones en el hallux, en todos los MTs y en el retropié, de los picos de presión en el hallux, en todos los MTs, en el mediopié y en el retropié, y de los porcentajes de impulso en el tercer y cuarto MT. Valores inferiores de los porcentajes de impulso en los dedos 2º-5º, en el primer MT, en el mediopié y en el retropié.
 - Variables temporales: Inicio del apoyo rápido en todos los MTs y los dedos, mayor porcentaje de tiempo de apoyo en todos los dedos y los MTs, y menor en el mediopié y el retropié. Porcentajes de tiempo de máxima presión más precoces en todos los dedos, en el primer, cuarto y quinto MT y en el mediopié.
- Mayor peso, estatura y edad.
- Historia clínica: Mayor porcentaje de niños con una sedestación adecuada, tipo indio, y menor proporción de niños que practicaban ejercicio de forma regular.
- Exploración clínica: Mayor ND, ángulo de pronación y proporción de huellas excavadas, y menor FD de tobillo con la rodilla en flexión y en extensión, y proporción de pies con un ángulo de marcha aducido.
- Grupo: Mayor proporción de PPVFI entre 72 y 83 meses y menor de pies del grupo control entre 36 y 47 meses.

El **patrón 2** (N = 34 pies; 13,49%) se caracterizó por presentar diferencias estadísticamente significativas con respecto al total de pies en las siguientes variables:

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentaje de contacto en el quinto MT y en el mediopié, e inferiores en el hallux, y segundo a cuarto MT.
 - Variables de carga: Valores superiores de porcentaje de impulso en todos los MTs, e inferiores de máximas presiones en mediopié y retropié, de picos de presión en los dedos, segundo y tercer MT, mediopié y retropié y de porcentaje de impulso en el mediopié y el retropié.
 - Variables temporales: Menor duración del paso, inicio del apoyo más tardío en el retropié y más temprano en el mediopié y todo el antepié. Mayor porcentaje de tiempo de apoyo en todo el antepié y menor en el mediopié y el retropié, y porcentaje de tiempo de máxima presión más precoz en todos los MTs, en el mediopié y el retropié y más tardío en el hallux
- Menor edad, peso y estatura, y mayor proporción de niños que de niñas.
- Historia clínica: Mayor porcentaje de niños con torpeza.
- Exploración clínica: Superior ángulo poplíteo y proporción de huellas planas grado III y de huellas con disminución del apoyo del talón e inferior TDP, FD de tobillo con la rodilla en flexión y en extensión, y proporción de huellas planas grado I.

- Grupo: Mayor proporción de pies de la cohorte control entre 36 y 47 meses de edad, y menor proporción de pies de la cohorte control entre 72 y 83 meses y de PPVFI entre 48 y 59 meses.

El **patrón 3** (N = 25 pies; 9,92%) se caracterizó por presentar diferencias estadísticamente significativas con respecto al total de pies en las siguientes variables:

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentaje de contacto en los MTs primero a cuarto y en el retropié, e inferiores en el quinto MT y en el mediopié.
 - Variables de carga: Valores superiores de máxima presión en todos los dedos y en la región lateral del retropié, de los picos de presión en todos los dedos y en el retropié y de porcentaje de impulso en todos los dedos y en los MTs primeros y segundo. Valores inferiores de máxima presión y picos de presión en los MTs tercero a quinto y en el mediopié, y de los porcentajes de impulso en el cuarto y quinto MT y en el mediopié.
 - Variables temporales: Menor duración de paso, inicio del apoyo más tardío en el mediopié y más precoz en todo el antepié. Mayor porcentaje de tiempo de apoyo en todos los dedos y en los MTs primero a tercero, y menor en el quinto MT, en el mediopié y en la región medial del retropié, y porcentaje de tiempo de máxima presión más precoz en todo el antepié y el mediopié.

- Mayor estatura, edad y proporción de niñas que de niños, y menor IMC.
- Historia clínica: Mayor edad de inicio de la marcha.
- Exploración clínica: Mayor ángulo de pronación y proporción de huellas con picos de pronación y apoyo de talón disminuido, y menor FD de tobillo con la rodilla en flexión y en extensión, y proporción de huellas planas grado II.
- Grupo: Mayor proporción de PPVFI entre 48 y 59 meses y pies de la cohorte control entre 72 y 83 meses, y menor de pies de la cohorte control entre 36 y 47 meses de edad.

El **patrón 4** (N = 71 pies; 28,17%) se caracterizó por presentar diferencias estadísticamente significativas con respecto al total de pies en las siguientes variables:

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentaje de contacto en los MTs primero a cuarto y en el retropié, e inferiores en todos los dedos, el quinto MT y en el mediopié.
 - Variables de carga: Valores superiores de máximas presiones en el segundo MT, de picos de presión en el primer y segundo MT, y de porcentaje de impulso en el segundo MT y en el retropié, e inferiores de las máximas presiones, picos de presión y porcentaje de impulso de los MTs cuarto y quinto, mediopié y región medial del retropié, y porcentaje de impulso de todos los dedos.

- Variables temporales: Más tardío Inicio del apoyo en todos los dedos, en el quinto MT y en el mediopié, y porcentaje de tiempo de máxima presión en todas las regiones del pie. Mayor porcentaje de tiempo de apoyo en el mediopié y en el retropié y menor en todos los dedos y en el quinto MT.
- Mayor edad, peso y estatura.
- Exploración clínica: Mayor TDP, FD de tobillo con rodilla en flexión, y proporción de huellas con un adecuado apoyo de talón, y pies con un ángulo de marcha abducido.
- Grupo: Mayor proporción de PPVFI entre 60 y 71 meses de edad, y menor de pies de la cohorte control entre 36 y 47 meses.

El **patrón 5** (N = 3 pies; 1,19%) se caracterizó por presentar diferencias estadísticamente significativas con respecto al total de pies en las siguientes variables:

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentaje de contacto en el mediopié, e inferiores en el antepié total, en el hallux y en el retropié.
 - Variables de carga: Valores superiores de porcentaje de impulso en el mediopié, e inferiores de máxima presión en el hallux, en los MTs primero a cuarto y en el retropié, de los picos de presión en todo el antepié y el retropié, y de los porcentajes de impulso en los MTs primero a cuarto.

- Variables temporales: Mayor duración de paso, inicio del apoyo más tardío en todo el antepié, con mayor porcentaje de tiempo de apoyo en el mediopié y menor en todo el antepié, y en la región lateral del retropié. Porcentaje de tiempo de máxima presión más precoz en el retropié y más tardío en los MTs segundo a quinto y en el mediopié.
- Menor edad, peso y estatura.
- Historia clínica: Mayor porcentaje de niños que realizaron un desplazamiento “tipo culeo” en lugar de gateo.
- Exploración clínica: Mayor FD de tobillo con flexión y extensión de rodilla y mayor proporción de huellas grado IV.
- Grupo: Sólo pies de la cohorte control con edades entre 36 y 47 meses.

El **patrón 6** (N = 46 pies; 18,25%) se caracterizó por presentar diferencias estadísticamente significativas con respecto al total de pies en las siguientes variables:

- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentaje de contacto en todos los dedos, en el quinto MT y en el mediopié, e inferiores en los MTs primero a cuarto y en el retropié.
 - Variables de carga: Valores superiores de máxima presión en todos los dedos, en el mediopié y en la región medial del retropié, de picos de presión en todos los dedos y en el mediopié, y de porcentaje de impulso en todos los dedos, en el quinto MT y en el mediopié. Valores inferiores de máximas presiones en los MTs segundo y tercero, de picos de presión en

los MTs segundo a cuarto y de porcentaje de impulso en los MTs segundo y tercero y en la región lateral del retropié.

- Variables temporales: Menor duración del paso, inicio del apoyo más tardío en los MTs segundo a quinto y más precoz en el mediopié. Menor porcentaje de tiempo de apoyo en los MTs primero a cuarto y en el retropié, y porcentaje de tiempo de máxima presión más precoz en los MTs segundo y tercero y en el retropié, y más tardío en el quinto MT.
- Menor edad, peso y estatura.
- Historia clínica: Menor porcentaje de niños con una sedestación adecuada.
- Exploración clínica: Mayor FD de tobillo con flexión y extensión de rodilla, y proporción de huellas planas grado III y menor ND, y proporción de huellas con pico de pronación.
- Grupo: Mayor proporción de pies de la cohorte control entre 36 y 47 meses, y menor de PPVFI entre 60 y 71 meses y entre 72 y 83 meses.

El **patrón 7** (N = 42 pies; 16,67%) se caracterizó por presentar diferencias estadísticamente significativas con respecto al total de pies en las siguientes variables:

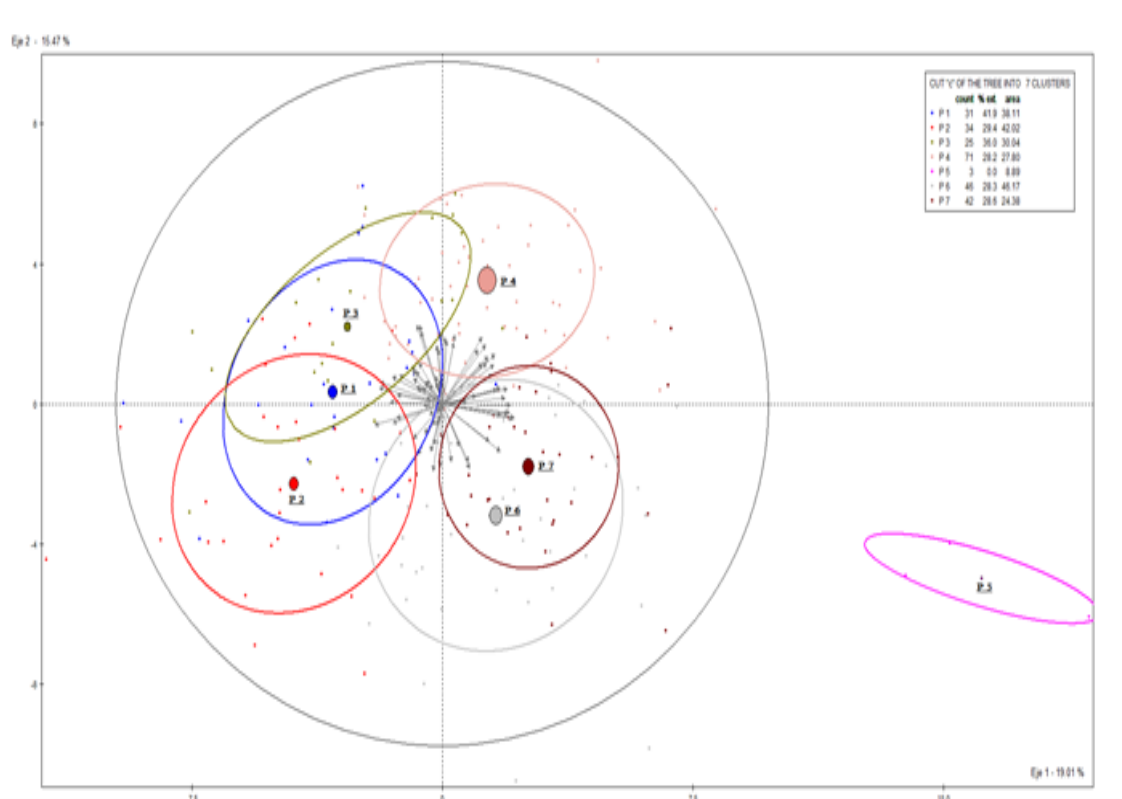
- Análisis baropodométrico:
 - Variables de contacto: Valores superiores de porcentaje de contacto en el quinto MT y en el mediopié, e inferiores en los dedos 2º-5º, en todos los MTs y en el retropié.
 - Variables de carga: Valores superiores de máxima presión y picos de presión en los MTs cuarto y quinto y en el mediopié, y de porcentajes de impulso en los MTs cuarto y quinto, en el

mediopié y en la región medial del retropié. Valores inferiores de máxima presión y picos de presión en todos los dedos y en los MTs primero y segundo, y de porcentaje de impulso en todos los dedos y en los MTs primero a tercero.

- Variables temporales: Mayor duración del paso con inicio del apoyo más precoz en el mediopié y más tardío en los dedos y en los MTs primero a tercero. Mayor porcentaje de tiempo de apoyo en los MTs cuarto y quinto, en el mediopié y en el retropié y menor en todos los dedos, el primer y segundo MT, y porcentaje de máxima presión más tardío en los dedos 2^º-5^º y en todos los MTs.
- Mayor IMC
- Historia clínica: Mayor porcentaje de niños con torpeza y con un gateo escaso.
- Exploración clínica: Menor PRCC, TDP, ángulo de pronación, y proporción de huellas con pico de pronación y pies con marcha en abducción, y mayor FD de tobillo con rodilla en flexión, y proporción de huellas con un adecuado apoyo de talón.
- Grupo: Mayor proporción de pies de la cohorte control entre 48 y 59 meses, y menor de PPVFI entre 60 y 71 meses y entre 72 y 83 meses, y de pies de la cohorte control entre 72 y 83 meses respectivamente.

La siguiente gráfica muestra la representación de los patrones baropodométricos sobre los dos primeros ejes factoriales.

Gráfico 36: Representación gráfica de los 7 patrones baropodométrico sobre los 2 primeros ejes factoriales



Los dos primeros ejes factoriales explican el 34,5% de la variabilidad total de las variables baropodométricas originales empleadas para el estudio, 19,01% el eje 1, y 15,47% el eje 2 (gráfico 36). La localización de los patrones sobre estos factores, está condicionada por la combinación lineal de las variables baropodométricas (gráfico 37). En este sentido, las variables porcentaje de tiempo de apoyo en los dedos (hallux y dedos 2º-5º), y en los MTs primero a cuarto, y el porcentaje de impulso en el antepié total y en los MTs segundo y tercero, se correlacionan con el factor 1 con un índice de correlación $\geq -0,5$, lo que condiciona la situación de los patrones 1-3 con respecto a este eje. De igual forma, las variables porcentaje de impulso en el retropié total, región medial y lateral, y en el mediopié,

porcentaje de tiempo de máxima presión en todos los MTs y en el mediopié y el inicio del apoyo en todos los MTs y los dedos, se correlacionan con el factor 1 con un índice de correlación $\geq +0,5$, lo que condiciona la situación de los patrones 4-7.

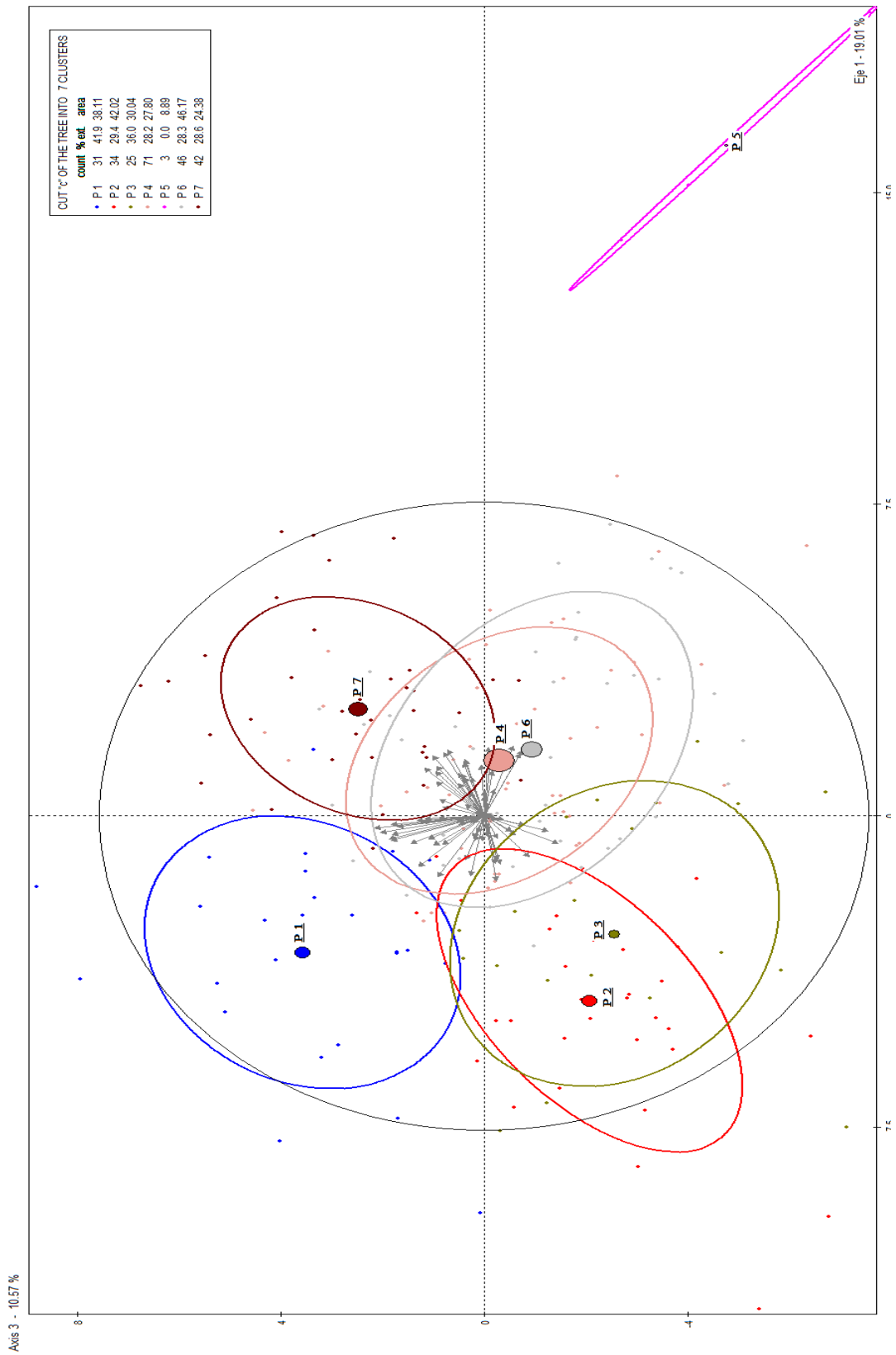
Por otro lado, las variables porcentaje de contacto en el quinto MT y en el mediopié, porcentaje de impulso en el cuarto y quinto MT, y máxima presión en el mediopié y en el quinto MT, se correlacionan con el factor 2 con un índice de correlación $\geq -0,5$, lo que condiciona la situación de los patrones 1, 2, 5-7 con respecto a este eje. Las variables porcentaje de contacto en los MTs primero a cuarto, y retropié medial y lateral, porcentaje de impulso en el retropié total y en la región lateral del mismo, porcentaje de tiempo de máxima presión en el mediopié, y en el retropié medial y lateral, porcentaje de tiempo de apoyo en la región medial y lateral del retropié e inicio en el mediopié, se correlacionan con el factor 2 con un índice de correlación $\geq +0,5$, lo que condiciona la situación de los patrones 1, 3 y 4.

Gráfico 37: Representación gráfica de la correlación de las variables baropodométricas y los ejes factoriales 1 y 2



La siguiente gráfica muestra la representación de los patrones baropodométricos sobre los ejes factoriales 1 y 3.

Gráfico 38: Representación gráfica de los 7 patrones baropodométrico sobre los ejes factoriales 1 y 3



se correlacionan con el factor 3 con un índice de correlación $\geq +0,5$, lo que condiciona la situación de los patrones 1, 6 y 7.

DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

6.1. ELECCIÓN DE LA MUESTRA

Durante los primeros años de vida, el pie de la mayor parte de los niños se caracteriza por ser flexible, por la ausencia de una ALI definido y en desarrollo, y por la presencia un valgo de calcáneo⁽³⁷⁾, lo que dificulta el diagnóstico del PPVFI no fisiológico en edades tempranas⁽³⁹⁾, que se caracteriza por su progresión con el tiempo y por una deformación más severa que el fisiológico⁽⁶⁸⁾. A pesar de ello, algunos autores consideran importante un diagnóstico e inicio de tratamiento precoz en los niños con el objetivo de prevenir deformidades progresivas y alteraciones permanentes⁽¹³⁴⁾.

Entre los 3 y los 6 años de edad, la clasificación del PPVFI está además obstaculizada por la gran cantidad de cambios anatómicos y funcionales que se van a ir produciendo en el sistema musculoesquelético en este periodo. Es conocido que entre los 2 y los 6 años se produce un rápido desarrollo del pie⁽⁴⁵⁾, evolucionando la inclinación en valgo del retropié hacia una posición neutra (en torno a los 3 años de edad), completándose el desarrollo del ALI alrededor de los 6 años^(7, 42). Pese a que posteriormente se observan cambios en los pies de los niños, es hasta este momento, cuando parecen producirse las modificaciones más importantes, presentando el pie de los niños a los 6 años una apariencia similar a la del adulto^(36, 40, 42, 47, 48).

El estudio baropodométrico, como medida objetiva de la función del pie⁽⁵⁸⁾, podría ayudar en la clasificación del PPVFI, predecir una adecuada bipedestación y marcha en la edad adulta y descartar marchas patológicas^(33, 54). En este sentido, cabe señalar, que el patrón de marcha de los niños, difiere sustancialmente del observado en los adultos^(34, 54), con cambios significativos y rápidos en las características de la carga y de la función del pie durante los 3 o 4 primeros años^(2, 34, 45, 122). A partir de esta edad, aunque el proceso hacia un patrón maduro de distribución de presiones parece ser más lento⁽⁵⁴⁾, se han encontrado diferencias baropodométricas relacionadas con la edad entre niños, adolescentes y adultos^(122, 124). En este sentido, aunque han sido estudiadas ampliamente las características baropodométricas de los niños al inicio de la marcha independiente, y por encima de los 6 años^(2, 7, 33, 34, 40, 55, 122-124), así como de los adultos^(122, 218, 230), resulta escasa la información al respecto en el periodo entre los 3 y los 6 años⁽¹²²⁾, lo que se considera trascendental por los cambios estructurales y funcionales que se producen.

La dificultad en la clasificación de los niños con PPVF, en fisiológico o no fisiológico a edades tempranas, y la discusión en relación a la necesidad o no de tratamiento, así como la escasez de estudios baropodométricos en niños sin alteración entre 3 y 6 años de edad y la ausencia en niños con PPVFI motivaron la elección de la muestra en este trabajo.

6.2. CLASIFICACIÓN DE LA MUESTRA

La valoración del PPV se ha basado tradicionalmente en mediciones de parámetros morfológicos del pie en bipedestación, y ocasionalmente durante la marcha⁽⁵⁷⁾. Sin embargo, actualmente no existe un método diagnóstico aceptado universalmente para clasificar clínicamente la postura del pie, lo que genera gran controversia tanto respecto a la evaluación del PPV en niños y en adultos, como para la validez y fiabilidad de muchas de las técnicas empleadas^(8, 48, 57, 67, 131, 173).

Entre las mediciones clínicas utilizadas para esta valoración, la disposición del retropié en bipedestación estática ha sido empleada de forma general como criterio de clasificación^(75, 198), empleando la PRCC frecuentemente tanto en clínica como en estudios de investigación para el diagnóstico del PPV pediátrico y adulto^(76-78, 198). Este hecho, junto con su elevada fiabilidad intraobservador^(67, 77, 214), motivó su elección en nuestro estudio como criterio clasificador de los niños en los grupos fisiológico y PPV.

En cuanto a los valores empleados como criterios de clasificación, tradicionalmente se ha interpretado que un retropié presentaba una alineación neutra cuando el valor de la PRCC se hallaba entre 2º de inversión y 2º de eversión^(76, 80), pues se describe en la literatura que el retropié vertical era la posición óptima para la adecuada biomecánica del pie⁽¹¹⁾. Actualmente, existe un gran debate en la literatura sobre los criterios de normalidad de la PRCC para niños y adultos con una

importante dispersión de los datos, encontrando valores medios en adultos asintomáticos alrededor de los 6º y 7º de valgo con rangos entre 1º de varo y 14º de valgo^(77, 83, 216, 233), y en niños asintomáticos, entre los 4º y los 5,6º de media y rangos entre 6º de varo y 15º de valgo^(67, 77, 82, 83), con horquillas de normalidad por tanto muy amplias, y valores alejados de los teóricos 0º - $\pm 2^\circ$ ⁽⁷⁷⁾. Algunos autores consideran además que los valores de normalidad de las mediciones ortopédicas deben incluir 2 desviaciones estándar desde el valor medio, para abarcar así al 95% de la población⁽⁷⁷⁾. Sin embargo, estos criterios no son apoyados de forma general, pues siguiendo este razonamiento, algunos pies diagnosticados como PPV en otros estudios mediante distintas mediciones, presentarían valores de la PRCC dentro de estos rangos de normalidad ($12^\circ \pm 3^\circ$, rango de 8º-22º en niños entre 10 y 14 años⁽¹³⁸⁾ y $10,3^\circ \pm 4,3^\circ$ en niños entre 5 y 11 años⁽¹⁶⁵⁾). Incluso, se han hallado en la literatura criterios de clasificación de los pies más estrictos, considerándose PPV en los adultos con valores de PRCC iguales o superiores a 4º^(76, 198) o 7º⁽¹³⁸⁾ de eversión, pauta empleada habitualmente también en la clínica (incorporada al protocolo habitual de la Clínica de Podología de la UCM) tanto para adultos como niños.

En niños, aunque existen clasificaciones de los pies muy conservadoras, como la que recomienda la Asociación de Ortopedia Alemana, que considera fisiológicos todos los pies flexibles en edad preescolar con un retropié menor de 20º en niños, y patológicos por encima de este valor⁽⁸⁵⁾, la disminución progresiva del valgo del retropié con el crecimiento descrita en la literatura^(7, 42, 75) y apoyada por la significativa correlación entre la PRCC y la edad en la muestra total de

niños de nuestro trabajo (*tabla 5*), ha justificado el empleo en este estudio de criterios de normalidad de la PRCC dependientes de la edad, tal y como defienden algunos autores^(78, 80). Sus aportaciones sobre la evolución del valgo del retropié con el crecimiento en niños pequeños han sido parcialmente criticada por algunos autores⁽⁷⁷⁾. En cuanto a los criterios de disminución del valgo del retropié con el crecimiento, algunos autores han considerado como normal, una reducción de aproximadamente 1° por año, alcanzando una posición de 0+-2° aproximadamente a los 7 años de edad⁽⁷⁸⁾. El empleo de una PRCC variable con la edad, pero con valores menos estrictos y compatibles con los valores medios referidos en poblaciones de niños de mayor edad^(67, 77, 82, 83), y con los empleados para clasificar el PPV en adultos por otros investigadores^(76, 138, 198), condicionó que para nuestro estudio, se utilizara la clasificación de los pies siguiendo los valores y criterios de normalidad de Root para niños entre 3 y 6 años. Así, definimos como PPV los pies de los niños con valores superiores a los considerados normales por este autor, entre 36-47 meses, con una PRCC \geq a 11°, entre 48-59 meses, con una PRCC \geq a 9°, entre 60-71, con una PRCC \geq a 8°, y entre 72 y 83 meses de edad, con una PRCC \geq a 6°. Una de las críticas a esta clasificación es la consideración de los valores de normalidad en la edad adulta cercanos a la neutralidad (entre 2° de inversión y 2° de eversión)⁽⁸⁰⁾, criterio no tenido en cuenta sin embargo dada la edad de nuestra muestra.

A pesar de que la significativa correlación entre la PRCC y la edad en nuestro estudio sugería una relación entre las variables (*tabla*

5), la baja fuerza de la misma ($r^2=0,02$), hizo plantearnos la posible influencia del grupo al que pertenezcan (PPVFI o grupo control) en dicha correlación. El estudio por cohortes, mostró una significativa mayor fuerza de relación entre las variables ($r^2=0,19$ para el grupo control, y $r^2=0,31$ para los PPVFI), explicando por tanto la edad el 19% de la variabilidad de la PRCC en el grupo control, y en el grupo de PPVFI el 31% (*tabla 7*). La ausencia de diferencias estadísticamente significativas entre las pendientes de las dos cohortes, parece mostrar una tendencia similar en ambos grupos, a la disminución del valgo de retropié con el crecimiento, pero a diferente velocidad (*tabla 6, gráfico 3*).

La flexibilidad del PPV fue determinada a través de la historia y la exploración clínica, excluyendo del estudio los niños con alteraciones sistémicas de causa neurológica o muscular, con síndromes genéticos, endocrinos, reumáticos o del tejido conectivo, los PPV secundarios a trauma o cirugía^(38, 60, 136, 139, 140) y los niños cuyos pies presentaran un "test de Jack" y/o "test de puntillas" negativo^(22, 60, 138, 180, 216, 234).

El IPP-6 empleado frecuentemente en la clínica en los últimos años para cuantificar la posición del pie⁽⁶¹⁾, no ha sido empleado en este trabajo por no tener en cuenta la edad del paciente en la clasificación, con elevada probabilidad de encontrar en este rango de edad (dadas las características de los pies de los niños), IPP pronados o altamente pronados, y por no haber hallado valores de fiabilidad para niños por debajo de los 5 años de edad^(65, 66). Otra herramienta empleada en la valoración y el manejo del PPV en clínica⁽⁶⁷⁾, el "pediatric flat foot proforma (p-FFP)", no ha sido utilizado de forma completa en nuestro

estudio como criterio clasificador, pues no ofrece un valor cuantitativo total del instrumento, ni un valor de normalidad, pero sí han sido empleados muchas de las mediciones que constituyen el instrumento como criterios de clasificación, de exclusión o descriptivos.

La descripción clínica y baropodométrica del PPVFI entre 3 y 6 años de edad realizada para conocer la influencia de las características estructurales y funcionales de esta alteración, requería para el estudio de muestras homogéneas para así reducir el efecto de diversos factores que pueden influir sobre el estudio de las presiones, y podrían condicionar los resultados obtenidos^(2, 3, 7, 33, 34, 40, 42, 45, 54, 55, 76, 102, 116, 118, 119, 122-127, 218, 230, 235, 236).

La muestra de niños del estudio presentó un número similar de niños con PPVFI (52,4%) que de niños sin PPVFI (47,6%). Las dos cohortes resultaron homogéneas en cuanto al sexo y al IMC, con valores dentro de los rangos de normalidad según la Organización Mundial de la Salud (*gráfico 1, tabla 2*). Contrariamente a lo esperado tratándose de niños con PPVF, cuya prevalencia está inversamente relacionada con la edad, en relación al desarrollo estructural del pie con el crecimiento^(35, 59, 72, 85, 133, 135, 144, 146, 148-153), la cohorte de niños con PPVF era de mayor edad. En la misma línea que la literatura, donde el sobre peso y la obesidad, se vinculan con una mayor prevalencia de PPVF en niños, en relación con el colapso del ALI por la carga^(42, 47, 85, 134, 148, 150-158), el peso y la estatura fueron superiores en la cohorte de niños con PPVFI, en relación probablemente con la superior edad.

La distribución por edades de las dos cohortes sin embargo, permitió la homogenización de la muestra en peso y estatura, derivadas estas diferencias por tanto de la distinta edad media de las dos cohortes. La estratificación por edades, donde se mantuvo además la uniformidad en el IMC y el sexo, minimiza los efectos derivados de los cambios estructurales producidos en el pie durante el crecimiento^(35, 59, 72, 85, 133, 135, 144, 146, 148-153), y los efectos del sobre peso u obesidad sobre el colapso del ALI^(42, 47, 85, 148, 150-158) y sobre la distribución de presiones^(3, 33, 40, 102, 116, 127).

En la cohorte de PPVFI, los niños se encontraban distribuidos uniformemente entre los cuatro grupos de edad, mientras que en la cohorte control, más del 75% de los niños tenían entre 36 y 59 meses (*tabla 1*). Esta distribución condicionó que en nuestro trabajo encontrásemos mayor proporción de niños con PPVFI entre el total de niños de 72 a 83 meses de edad (65%) que entre el total de niños de 36 a 47 meses (30,6%). Estos resultados podrían deberse a que no se trata de una muestra representativa de la población general, a la falta de evolución fisiológica con el crecimiento, observado en algunos casos aislados⁽¹⁵³⁾, o al propio criterio de clasificación seguido, menos permisivo con los niños de mayor edad, catalogados como PPV con un valor de la PRCC menor que en edades inferiores.

6.3. HISTORIA CLÍNICA

En la historia clínica se recogió información relativa al parto y al desarrollo del niño desde el embarazo, para determinar la posible influencia de estos factores sobre la presencia del PPVFI como se observa en el PPVR^(142, 220, 221) (*tabla 8*). Mientras que no se ha determinado en nuestro trabajo relación entre el PPVFI y el riesgo neurológico o el peso al nacimiento, sí se observaron diferencias entre las dos cohortes en las características del parto, con un porcentaje significativamente superior de niños con PPVFI y parto pre-término, post-término, o que necesitaron instrumentación.

Tampoco se ha demostrado relación entre el PPVFI y la edad de adquisición de hitos del desarrollo como el control vesical, anal y la edad de habla (*tabla 8*). Las diferencias observadas en la presencia de control anal en el momento del trabajo entre las dos cohortes, superior en los niños con PPVFI que en el grupo control, podrían deberse a la diferente edad media de las cohortes.

Para valorar la posible influencia del desarrollo motor sobre la presencia del PPVFI, se estudió la adquisición de distintos hitos motores^(62, 219), como el gateo y el empleo del tacatá (*tabla 8*). El gateo es considerado un factor protector contra el retraso del inicio de la marcha independiente y una influencia positiva en el desarrollo sensorio-motor, y las habilidades generales motoras, favoreciendo el desarrollo de los ajustes posturales en los cuatro miembros⁽²²³⁾; mientras

que el empleo de tacatá parece condicionar un retraso en el desarrollo motor, e incluso se ha llegado a relacionar con retracción de la musculatura isquiotibial^(223, 225). El significativamente superior porcentaje de niños con PPVFI que gatearon frente a los niños del grupo control, parece indicar una falta de relación entre la ausencia de gateo y el desarrollo de la alteración. En cuanto al empleo del andador en nuestra muestra, aunque fue muy inferior al observado en otros estudios^(223, 225), no muestra diferencias significativas entre las dos cohortes. Pese a que el gateo fue superior en el grupo de PPVFI, y se considera protector contra el retraso del inicio de la marcha⁽²²³⁾, no se observaron diferencias en la edad de inicio de la misma, estando en ambas cohortes dentro de los rangos de normalidad.

La sedestación preferente se contempla como un factor importante en el desarrollo de los miembros inferiores, considerándose la sedestación en "W", con una excesiva rotación interna y externa de los fémures y las tibias respectivamente, perjudicial por la torsión y distensión generadas en las estructuras óseas y músculo-ligamentosas, e influyente en el desarrollo de un PPVF^(151, 226). A pesar de ello, en nuestro trabajo sin embargo observamos una significativamente mejor sedestación en los niños con PPVFI (*tabla 8*).

En cuanto a la torpeza motriz, es considerada un motivo de consulta frecuente de los padres de los niños con PPVF a los profesionales sanitarios, que en muchos casos puede incluso llegar al abandono de la actividad física⁽¹³⁶⁾; sin embargo los resultados de nuestro estudio no demuestran diferencias estadísticamente

significativas entre las dos cohortes en ninguna de las dos variables (*tabla 8*), por lo que no podemos considerar en nuestra muestra, el PPVFI como un factor influyente sobre la torpeza motora.

Actualmente se considera que el PPVFI es raramente sintomático, estando sólo en ese caso justificado el tratamiento según los últimos estudios^(38, 133, 153, 180, 181). Pese a que en nuestra muestra total no hemos observado diferencias estadísticamente significativas entre ambas cohortes en la presencia de dolor (*tabla 8*), fue algo superior en los niños con PPVFI ($p = 0,080$). Algunos autores consideran que aunque muchos de éstos niños son asintomáticos al inicio de la presentación, pueden tener riesgo de desarrollar síntomas con el aumento de peso, la práctica deportiva o la bipedestación prolongada⁽¹⁴⁰⁾. Esto podría explicar las diferencias estadísticamente significativas observadas en los niños de mayor edad (72-83 meses), con mayor porcentaje de niños con dolor en la cohorte de PPVFI.

6.4. VALORACIÓN CLÍNICA

Para identificar la influencia de las características estructurales sobre la baropodometría, ambos pies fueron tratados independientemente siguiendo la metodología empleada en otras investigaciones^(72, 138) (*gráfico 2*). Al igual que ocurre en nuestra muestra, pero en distinta proporción, estudios realizados en niños con PPVF centrados en caracterizar los principales signos y síntomas⁽¹³⁸⁾, y en identificar métodos y criterios diagnósticos apropiados para los

mismos⁽⁷²⁾ encuentran en sus muestras PPVFI bilaterales (algunos hasta en el 84%⁽¹³⁸⁾, frente al 39,40% de nuestro estudio) y monolaterales. La diferente proporción observada en nuestro estudio con respecto a la literatura podría ser debida a la edad de los niños de nuestra muestra, inferior a otros estudios⁽¹³⁸⁾, y por nuestro criterio de clasificación, donde pies con un sólo grado de diferencia podían encontrarse en cohortes distintas. La presencia de niños con PPVFI monolateral ha condicionado que pese a que la proporción de las cohortes de niños sean similares, encontremos un mayor porcentaje de pies controles (63,9%) que de PPVFI.

Al igual que ocurría con la distribución de los niños, se observaron diferencias estadísticamente significativas en la edad media de las dos cohortes de pies, estando casi el 50% de los pies considerados controles entre los 36 y 47 meses, resultando homogénea la muestra de pies con la distribución por edades.

La descripción del pie mediante podoscopia permite valorar el tipo de huella, el pico de pronación y el tipo de apoyo del talón⁽⁵⁷⁾. Su estudio, basado en la presencia de una huella plantar característica para cada alteración morfológica, constituye aún en la actualidad, uno de los métodos más usados para el estudio del ALI, siendo empleado como screening y método de clasificación, y constituyendo la base de mediciones cuantitativas como índices y ángulos obtenidos a partir de la impresión de la propia huella^(10, 35, 36, 48, 57, 62).

En nuestra muestra no se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre las dos cohortes en el tipo de huella; observándose proporciones similares de huellas normales, planas tipo I, II, III o IV, o excavadas, en las dos cohortes (*gráfico 4*). Esto confirmaría la idea de que la huella no siempre refleja la condición real del ALI⁽⁶³⁾, pudiendo verse alterada por la grasa plantar⁽⁵⁹⁾, considerada importante en los niños pequeños en el margen medial del mediopié al ampliar el área de carga de la superficie plantar, y proteger el pie de la sobrecarga^(7, 34). En este sentido, aunque se considera que los parámetros cuantitativos obtenidos a partir de la huella plantar son un instrumento adecuado para conocer la estructura y función del pie⁽²³⁵⁾ en base a la correlación entre la altura del ALI y la forma de la huella⁽⁴⁸⁾, nuestros resultados parecen indicar un usual aplanamiento de las huellas en niños, pudiendo no ser un indicador de alteración⁽⁶²⁾, y condicionando por tanto las mediciones obtenidas a través de su estudio. En la misma línea, algunas investigaciones sostienen que no existe relación entre la medición directa de la altura del arco y los parámetros obtenidos a través de la huella^(63, 117), o entre la radiología y los parámetros de la huella, ya que otros factores, especialmente músculos, tejidos blandos y la rotación axial de la tibia, pueden influir⁽²³⁷⁾. Estos hechos han motivado que no se empleara ningún parámetro cuantitativo derivado de la huella para la descripción clínica de los pies en nuestra investigación.

En cuanto al pico de pronación, característica de la huella frecuente en los PPVF en relación con la pronación del retropié, tampoco muestra diferencias entre las dos cohortes ni en la muestra total ni por edades, y pese a que se considera común en los niños

preescolares⁽⁶²⁾, sólo se ha observado en el 8,7% del total de los pies (tabla 9). El análisis del apoyo del talón, adecuado, o disminuido o estrecho, que podría relacionarse con una retracción del TS y/o un desplazamiento anterior del centro de gravedad⁽²³⁸⁾, sí muestra sin embargo, diferencias significativas tanto en la muestra total de pies como en la muestra por edades desde los 48 hasta los 83 meses, con un apoyo de menor tamaño en todos los casos en los PPVFI. Esta disminución del apoyo, podría estar condicionada por la limitación de la FD de tobillo observada en algunos tipos de PPVFI^(18, 22, 140). En nuestro estudio, pese a que los valores goniométricos de la FD de tobillo de los PPVFI se encuentran en el rango bajo de los valores de normalidad estipulados, entre 5° y 15°⁽⁹⁴⁾, la FD con rodilla en extensión no alcanza los 10° necesarios para que la tibia pueda avanzar sobre el pie durante la fase de apoyo de la marcha^(73, 217), considerándose ese valor el mínimo necesario para la realización de una marcha funcional⁽⁹⁴⁾.

En la descripción del PPVF resulta además indispensable el estudio de la extensibilidad de la musculatura posterior de la pierna pues en algunos casos se considera el aplanamiento del ALI en carga un signo menos importante que la limitación de la movilidad⁽¹⁸⁾. La retracción del tendón de Aquiles, parece condicionar el desplazamiento de las fuerzas de FD del tobillo a la ASA y a las articulaciones mediotarsianas, provocando así un aumento del movimiento de éstas articulaciones hacia arriba y hacia afuera, asociado a un valgo de retropié, una protuberancia en el borde interno del pie y una depresión de la cabeza del astrágalo, quedando el pie en abducción^(18, 22). Sin embargo, en nuestro estudio, en base a la ausencia de retracción objetiva del TS y de

los gemelos⁽¹⁴⁰⁾ (*tabla 10*), los PPVFI de la muestra estudiada no parecen ser secundarios a un equino o una limitación de la FD de tobillo⁽¹⁴⁰⁾, y por tanto no deben ser clasificados como PPVF con acortamiento del tendón de Aquiles, que es considerada una modalidad patológica, más severa e invalidante, que se asocia a dolor y discapacidad^(18, 60). El estudio de estos movimientos en la estratificación por edades muestra diferencias significativas en los niños de menor edad, lo que parece no relacionarse con una mayor tendencia a la retracción progresiva en los PPVFI (*gráficos 7 y 8*). Por tanto, la diferencia en la FD de tobillo entre grupos no parece ser la causa de la disminución del apoyo de talón en el estudio de la huella entre 48 y 83 meses.

Para la descripción del pie, se emplearon además mediciones goniométricas usadas frecuentemente en la práctica clínica^(57, 90). Puesto que el ND constituye un test de valoración de la pronación del pie^(57, 90), es lógico encontrar en nuestra muestra total diferencias estadísticamente significativas (*tabla 10*). La ausencia de diferencias observadas a los 6 años, podrían deberse a los criterios de clasificación, o a la mayor madurez del pie en los PPVFI a esa edad (*gráfico 5*). Pese a que los valores de ND son superiores en todos los casos en los PPVFI, lo que refleja una mayor deformación sagital del mediopié durante la fase de apoyo de la marcha^(57, 89, 90); éstos, se encuentran dentro del rango de normalidad descrito en las edades estudiadas, y alejados de los 10-15mm, considerados como factor de riesgo de lesión de los tejidos^(57, 81, 89, 91, 92). Los significativamente superiores valores de ángulo de pronación tanto en la muestra total como por edades, reflejan la tendencia a la pronación del complejo tibio-peroneo-astrágalo-calcáneo^(57, 84) (*tabla*

10, gráfico 6). Los valores medios y por edades encontrados en los pies controles son ligeramente superiores a los recogidos en la literatura, siendo en nuestro estudio la media de 7,47° de valgo, a los 3 años de 8,59° de valgo y a los 6 años de 6,45° de valgo, frente a los 5,5°, 6,4° y 4,5° valgo respectivamente de otros estudios⁽⁸⁵⁾; siendo los observados en los PPVFI superiores a los de los pies controles. En ambas cohortes además se observa un comportamiento similar con el crecimiento tanto en el ND como en el ángulo de pronación, disminuyendo ambos valores con el aumento de edad, lo que es secundario al desarrollo musculoesquelético y a la maduración del SNC. Las diferencias entre las dos cohortes en estas variables disminuyen con la edad, lo que podría deberse a que en los PPVFI el proceso de maduración ocurre de forma más tardía o al propio sistema de clasificación. Cabe destacar además, que a la edad de 5 años en las dos cohortes se produce un aumento del ND, lo que podría relacionarse con un momento de crecimiento importante sin aumento proporcional de la resistencia ligamentosa.

La radiología, técnica de diagnóstico de imagen, ha sido empleada frecuentemente en el diagnóstico del PPV tanto en investigación como en la clínica⁽⁹⁷⁾, pero no ha sido utilizada en este trabajo ni como criterio de clasificación ni como criterio descriptivo, pues se considera apropiada en los casos en los que se sospecha de PPVR para conocer su etiología⁽⁶⁰⁾, y ningún niño de nuestra muestra presentó características clínicas de rigidez. En los PPVF como ha sido comentado anteriormente, no está justificado su empleo como medida rutinaria por los riesgos asociados a la exposición de radiaciones⁽¹⁰⁾, y además en los niños por la ausencia de centros de osificación de los

huesos del pie hasta los 4 años⁽⁶²⁾. A estos motivos se suma el hecho de que resulta una técnica diagnóstica costosa⁽³⁶⁾, y que el estudio se realizó a coste cero.

6.5. ANÁLISIS BAROPODOMÉTRICO

Aunque la valoración del PPVF se realice generalmente en estática, en base a la posible predicción de la dinámica del pie a través de parámetros clínicos^(57, 168), algunos de ellos, han sido considerados indicadores inválidos del movimiento dinámico del retropié⁽⁵⁷⁾, y de la deformación del ALI durante la marcha⁽²⁰⁾. El diferente comportamiento del pie en estática y en dinámica, explicado en parte por variaciones en la carga y en la actividad muscular⁽²⁰⁾, justifica la necesidad de una evaluación del PPVF desde un punto de vista dinámico y relacionado con la función^(9, 10, 62). En este sentido, los sistemas baropodométricos han sido empleados para la caracterización dinámica de la función del pie^(58, 119, 239), permitiendo la detección de posibles alteraciones en el mismo antes de que se desarrollen cambios permanentes en su estructura^(240, 241).

6.5.1. Factores relacionados con las variaciones baropodométricas

El patrón baropodométrico se considera resultado de distintas variables⁽¹²⁰⁾, influyendo sobre el mismo, factores como la edad^(2, 3, 7, 33, 34, 40, 42, 114, 116, 118, 119, 122, 123, 128, 218, 230, 235, 236), el peso^(3, 33, 42, 102, 116, 119, 126-128), la estatura^(33, 125), el sexo^(3, 42, 123, 129), la lateralidad^(1, 33, 122, 123, 126), la información

sensorial⁽¹⁴⁾, factores estructurales^(58, 113, 119-121, 125, 242-244), funcionales^{(3, 113, 114, 116, 119, 129, 240),(245)} y factores metodológicos durante la toma de datos^(40, 100, 105, 107, 130-132, 246).

6.5.1.1. Factores antropométricos

En este sentido, la relación observada en nuestro estudio en la muestra total estudiada entre la edad y las variables baropodométricas, ha sido apuntada en distintas investigaciones llevadas a cabo en niños y en adultos^(2, 3, 34, 45, 114, 119, 122, 124) vinculándose a los cambios anatómicos y funcionales que se producen durante el crecimiento o el envejecimiento^(3, 244).

El patrón de marcha de los niños, se caracteriza por presentar características baropodométricas sustancialmente diferentes a las observadas en los adultos, con cambios significativos y rápidos en la función del pie durante los 3 o 4 primeros años^(2, 34, 45, 54, 122). Posteriormente, las diferencias observadas entre niños, adolescentes y adultos, parecen mostrar una evolución progresiva del patrón de marcha con el crecimiento, pero a menor velocidad que la producida durante los primeros años^(54, 122, 124).

La positiva correlación observada en nuestro estudio entre la edad y las cargas, contactos y porcentaje de tiempo de apoyo en el antepié y el retropié, y la negativa correlación con las mismas variables en la región del mediopié (*tabla 11*), corrobora la evolución observada

en estas variables desde el inicio de la marcha independiente^(7, 34, 122-124), caracterizada por picos de presión entre el 24% y el 50% menores que los observados en los adultos, y valores similares e incluso superiores en el mediopié de los niños^(7, 40, 42). Esta evolución de las variables, relacionada con la maduración del patrón de marcha hacia un patrón más definido de “talón a dedos” derivado en parte de las mejorías en el equilibrio^(2, 7, 123, 124), el desarrollo del ALI⁽⁴⁰⁾ y la transferencia de la carga hacia áreas adyacentes^(7, 34, 123) parece extenderse hasta la adolescencia^(33, 122), aunque para algunos investigadores podría estar ya completa a la edad de 6 años⁽⁴²⁾. La correlación negativa con el inicio del apoyo en el retropié, y positiva con el porcentaje de tiempo de apoyo en nuestro trabajo, podría relacionarse con la mayor duración de la fase de contacto inicial observada durante el crecimiento en algunos estudios cinéticos y cinemáticos⁽²⁾, no confirmados sin embargo por los escasos resultados baropodométricos encontrados en la literatura⁽¹²²⁾. De forma similar, y en relación probablemente con la evolución del patrón de marcha, se ha observado en nuestra muestra una correlación positiva entre la edad y el porcentaje de tiempo de máxima presión en antepié, mediopié y retropié, confirmando así, el retraso observado en los picos de presión con el crecimiento en la literatura^(7, 122).

La misma correlación negativa entre la edad y los picos de presión en mediopié que la hallada en nuestro trabajo ha sido observada también en adultos^(119, 125), con un comportamiento contrario durante el envejecimiento, con aumento de la carga y del tiempo de contacto en esta región, relacionándose esto con la disminución

progresiva de la altura del ALI⁽³⁾, cuestión que no constatan otros autores⁽¹¹⁴⁾.

En el antepié, la correlación positiva observada en nuestro estudio con el porcentaje de impulso en el primer MT y la negativa en el quinto MT (*tabla 11*), apoya los resultados de la literatura en niños entre 6 y 10 años de edad⁽⁴²⁾. Este aumento de la carga medial del antepié podría deberse al aumento de la estabilidad del primer radio con la edad, como consecuencia de la disminución fisiológica de la pronación del pie asociado a su vez a la disminución del valgo de rodilla⁽⁴²⁾.

Ha sido valorada también en nuestro trabajo la relación entre el peso y las variables baropodométricas (*tabla 11*), correlación ya estudiada en la literatura tanto en niños como en adultos^(40, 102, 127) por su posible efecto perjudicial derivado de la sobrecarga de las estructuras musculoesqueléticas, y considerado especialmente nocivo en niños y adolescentes al afectar negativamente al desarrollo normal de los huesos, músculos y articulaciones⁽¹²⁸⁾. Estudios con población obesa en niños y adultos, muestran tanto en estática como en dinámica, mayores porcentajes de contacto y cargas en las diferentes regiones del pie con respecto a la población eutrófica^(102, 127, 128), manteniendo sin embargo unos patrones similares de distribución de estas variables⁽¹⁰²⁾.

A pesar de estas diferencias entre muestras, la literatura es inconsistente en cuanto a la influencia de la masa corporal sobre las presiones plantares en condiciones de normalidad^(33, 157). En este sentido, mientras algunos autores otorgan una escasa o nula relación entre

ambas⁽¹²⁶⁾, otros han observado una correlación directa entre estas⁽⁴²⁾, con posibles consecuencias negativas sobre el pie y la extremidad inferior⁽¹²⁷⁾.

En definitiva, la relación entre el peso y la carga en niños no está totalmente clara, con resultados contradictorios en la región del antepié y del retropié^(33, 42). En la misma línea que los resultados de nuestro estudio, algunos autores apoyan la existencia de una fuerte dependencia entre el peso y la carga sobre estas regiones del pie en niños entre 6 y 10 años de edad⁽⁴²⁾, secundaria a las diferencias tanto en el espesor y en las propiedades mecánicas de la estructura de la grasa plantar, como en el comportamiento de los ligamentos, huesos y músculos, condicionadas por una estructura del mismo todavía en desarrollo⁽⁴²⁾. A nivel del mediopié, los resultados aparecidos en la literatura, opuestos a los de nuestro trabajo, coinciden en relacionar la carga y el peso, posiblemente por un mayor aplanamiento del ALI^(3, 102). Las discrepancias de nuestros resultados podrían justificarse en parte por la mayor estructuración del ALI y el mayor peso de los niños de mayor edad de nuestra muestra. Por otro lado, investigaciones realizadas en niños entre 4 y 7 años de edad han determinado que el peso y el índice de masa corporal en este rango de edad explican menos del 24% de las variaciones en las presiones plantares, con los valores más altos de correlación, al igual que ocurre en nuestro trabajo, en la cabeza del tercer MT⁽¹²⁶⁾. Los resultados de nuestro estudio muestran un patrón similar al observado en las cargas, en las correlaciones del porcentaje de contacto y del porcentaje de tiempo de apoyo con el peso, con resultados positivos en las regiones del antepié y del retropié, al igual

que los observados en la literatura en poblaciones con obesidad⁽¹⁰²⁾ y en adultos y niños⁽³⁾, sin apreciarse tampoco la correlación en la región del mediopié.

El sexo parece ser también un factor a tener en cuenta en la distribución de las presiones plantares⁽¹²⁹⁾, sin embargo, la relación no es aún del todo clara. Mientras algunos estudios han observado una carga significativamente superior en el género masculino en el mediopié de adultos y en el hallux de niños y adultos, otras investigaciones no han mostrado diferencias estadísticamente significativas en los patrones baropodométricos entre sexos^(42, 126). A pesar de la discusión en este sentido, este factor no ha sido influyente en nuestro estudio pues las muestras eran homogéneas respecto a esta variable.

6.5.1.2. Factores funcionales

Desde el punto de vista funcional, la cinemática del pie también juega un papel importante en la determinación de las presiones plantares en muchas regiones del mismo, sin embargo, se considera que podrían influir igualmente sobre las mismas otras articulaciones proximales⁽¹¹⁹⁾.

En adultos, se ha observado una correlación positiva entre los picos de presión en el retropié y la velocidad de aproximación del pie en el plano horizontal y vertical, y una correlación negativa con el tiempo de contacto del mismo⁽¹¹⁹⁾. En la región del mediopié, ha sido

definida una correlación indirecta entre el rango de movimiento de eversión pasiva del mediopié y los picos de presión⁽¹¹⁹⁾, de tal forma que mayores valores de eversión disponibles se asocian con menores presiones del mediopié⁽¹¹⁹⁾. Los valores de presión bajo la región anterior, parecen estar determinadas por la flexibilidad, la fuerza y el reclutamiento muscular⁽¹¹⁴⁾. En este sentido, la relación entre los picos de presión bajo la primera articulación MTF y la actividad de los gemelos se vincula con la mayor actividad de éstos y del TS durante el final de la fase de apoyo^(119, 245). La amplitud del movimiento articular del tobillo durante la marcha también se ha relacionado con los picos de presión en la primera articulación MTF, aunque se considera probable que la carga se afecte sólo ante la limitación del movimiento⁽¹¹⁹⁾. Por otro lado, la disminución del rango de movimiento de la primera articulación MTF parece reducir los picos de presión en el hallux, aumentándolos los elevados picos de velocidad de la FD en la articulación durante el despegue⁽¹¹⁹⁾.

En relación con la disminución del rango articular de tobillo, que nosotros hemos estudiado en estática (condicionado porque el PPVF con acortamiento del tendón de Aquiles, ha sido considerado tradicionalmente en la literatura, una variedad de PPVF severa e invalidante^(18, 60)), se valoró la correlación entre la FD de tobillo con extensión de rodilla y las variables baropodométricas (*tabla 11*). La translación de la FD de tobillo a la ASA y a las articulaciones mediotarsianas, descrita como consecuencia de la limitación del movimiento de tobillo⁽²²⁾, podría generar, a nivel baropodométrico, cambios en la distribución de presiones en la región del mediopié

derivados del aumento de movimiento en estas articulaciones. En este sentido, a pesar de la ausencia de valores patológicos de FD de tobillo en nuestra muestra^(22, 140), los valores de FD con rodilla extendida de los PPVF, situados en el rango bajo de la normalidad⁽⁹⁴⁾, promovió el estudio de la posible influencia de la disminución de este rango de movimiento sobre las características baropodométricas. La correlación positiva de este movimiento con las variables de carga, contacto y porcentaje de tiempo de contacto en la región del mediopié, no parecen sin embargo apoyar dicha hipótesis. La correlación negativa entre estas variables en la región del antepié, ya apuntada por otras investigaciones⁽²⁴⁷⁾, podría indicar que los mayores cambios derivados de la disminución de la movilidad, se producen en el antepié, y por ello sería la región más susceptible a la aparición de lesiones, como ha sido indicado en otros trabajos⁽¹¹⁹⁾. En el retropié, la correlación negativa entre la FD de tobillo y la carga y el porcentaje de contacto, se opone a la disminución de la carga observada por otros autores en el retropié en niños con parálisis cerebral, asociada a la limitación de la FD de tobillo secundaria a la espasticidad⁽²⁴⁰⁾. La falta de analogía de nuestros resultados con este trabajo podría deberse a la ausencia de valores compatibles con retracción de gemelos y/o sóleo en nuestra muestra⁽¹⁴⁰⁾, que genere una limitación real del apoyo del retropié. Este hecho podría también explicar la ausencia de correlación de la FD con rodilla extendida y las variables temporales en el retropié, relacionadas en la literatura con alteraciones en el ritmo y en la duración del apoyo de talón durante la fase de apoyo de la marcha, derivados bien de un despegue prematuro del mismo, de una pérdida del contacto de talón durante

toda la fase de apoyo, o de un contacto tardío en la fase inicial o incluso media del apoyo⁽⁵²⁾.

El ángulo de marcha parece ser otro factor con influencia sobre la carga en el antepié, con mayor impulso en la región medial cuando el ángulo es abducto, y en la región lateral cuando es adducto, sin embargo este efecto parece mínimo cuando el ángulo es menor de 30°^(3, 240). Este motivo, junto con la influencia de las fuerzas rotadoras internas de la extremidad inferior sobre el desarrollo del PPVFI en cadena cinética cerrada^(98, 140, 248, 249), o la presencia de una marcha en abducción consecuencia de la limitación de la FD de tobillo^(22, 140), motivó el estudio del ángulo de paso de los niños, no observándose sin embargo diferencias estadísticamente significativas entre ambas cohortes ni por grupos.

6.5.1.3. Factores estructurales

La estructura anatómica del pie, aunque con un efecto no definido adecuadamente sobre las presiones plantares⁽²¹⁸⁾, parece ser el predictor más importante de las mismas en la mayoría de las regiones del pie en población adulta⁽¹¹⁹⁾, llegando a explicar aproximadamente el 30% de las diferencias de éstas en el retropié durante la marcha y el 40% en el antepié^(58, 243). La longitud relativa del metatarso, el espesor de los tejidos blandos o la integridad de las articulaciones, la arquitectura congénita o adquirida de los huesos del pie -como es la configuración

del ALI, ausente o disminuido en el PPVF-, han mostrado su influencia sobre las presiones plantares^{(58, 113, 119, 120, 243),(244)}.

Con el objetivo de estudiar el efecto de la estructura del pie sobre la función del mismo en la población de niños de nuestro estudio, cuestión considerada por algunos autores más determinante que la presencia de una patología⁽¹²⁵⁾, se llevó a cabo una correlación parcial entre la PRCC, tras corregir la influencia de la edad sobre la misma (hecho demostrado previamente), y las variables baropodométricas (*tabla 11*). Este aspecto resulta controvertido en la literatura pues se ha sugerido un comportamiento diferente del pie entre las situaciones de estática y dinámica, relacionado con la posible compensación producida por el mayor control muscular durante la marcha y los diversos patrones de movimiento que se producen en la extremidad inferior^(184, 208). Con el mismo objetivo, diferentes investigaciones han centrado sus estudios en la relación entre diferentes mediciones radiológicas^(58, 113, 119, 250) y clínicas de la altura del ALI y de la posición del pie^(129, 242, 251, 252) y las distintas variables baropodométricas, explicando distintas variaciones en estas mediciones mediante la combinación de variables clínicas, radiológicas y/o baropodométricas^(58, 113, 119, 125, 168, 250, 252-254).

La ausencia de correlación entre la PRCC y las variables de carga y contacto en la región del mediopié en nuestro estudio (*tabla 11*), contrasta con los resultados de otros estudios entre mediciones clínicas y presiones plantares, que sugieren mayores presiones en la región medial del mediopié en pies con disminución de la altura del ALI⁽¹⁶⁸⁾, y con el

aumento de la carga y el contacto observado en la región del mediopié tanto en niños preadolescentes y en adultos con PPVF^(121, 132, 161, 218, 251, 255), como en niños y adultos con PPVR^(113, 206, 250), o secundario a patología^(240, 256). Nuestros resultados están avalados por un estudio de regresión multivariante llevado a cabo para conocer la influencia de los factores estructurales y antropométricos sobre la función del pie en las diferentes regiones del mismo en adultos con PPVF asintomáticos, en el que tampoco hallaron la PRCC como factor dominante⁽¹²⁵⁾. En relación con estos resultados, la PRCC no parece ser un factor estructural que nos permita predecir las cargas y los contactos en la región del mediopié.

Esta variable clínica, sin embargo sí parece influir sobre las variables baropodométricas de la región del antepié y del retropié (*tabla 11*). A nivel del antepié, observamos correlaciones positivas entre la PRCC y las variables de carga en la región medial (hallux: pico de presión y máxima presión $p < 0,05$, y porcentaje de impulso $p < 0,01$; 1^{er}MT: pico de presión $p < 0,05$, 3^{er}MT: porcentaje de impulso $p < 0,05$) y negativas con las variables de carga en la región lateral (5^o MT: porcentaje de impulso $p < 0,05$). A falta de estudios baropodométricos sobre PPV en población infantil, estos resultados podrían justificarse con el aumento de los picos de presión y/o de los impulsos en los dedos y en los MTs mediales observados tanto en adultos con PPVF asintomáticos como en pacientes con parálisis cerebral y PPV secundario a la corrección quirúrgica del equino varo^(132, 240), y con los menores picos de presión e impulsos en los MTs laterales en la misma población^(121, 132, 240). En la misma línea, podrían relacionarse con los mayores picos de fuerza observados

en el hallux en adultos con PPV⁽⁷⁶⁾, y con las correlaciones halladas en otros estudios entre la disminución de la altura del ALI y aumento de la movilidad con los picos de presión en el hallux⁽¹⁶⁸⁾, y la disminución de la carga en la región lateral del antepié⁽²⁴²⁾.

La correlación negativa observada entre la PRCC y la máxima presión en el primer MT se ha relacionado con la hipermovilidad del primer radio, secundaria al aumento de la pronación^(11, 76, 121), favoreciendo la carga en el hallux y en los MTs centrales. En este sentido, estudios radiológicos y clínicos han sugerido una relación entre la disminución de la altura del ALI y las menores presiones en el primer MT^(58, 119, 168). Resultados similares a los nuestros fueron hallados en un análisis multivariante orientado a conocer la relación entre los diferentes ítems del IPP y la distribución de presiones⁽¹⁰⁹⁾. Encontraron que el 8,5% y el 11,1% de la carga del hallux y del quinto MT respectivamente, se atribuyen a la posición en el plano frontal del calcáneo (PRCC) y a la prominencia astrágalonavicular⁽¹⁰⁹⁾, donde una mayor eversión del calcáneo y una mayor convexidad de la prominencia astrágalonavicular, se relaciona con mayores presiones bajo el hallux, y menores bajo el 5º MT⁽¹⁰⁹⁾. Nuestros resultados muestran que la PRCC explica en el hallux el 2% de la variabilidad de los picos de presión ($r=0,131$, $p<0,05$), el 1,5% de la máxima presión ($r=0,126$, $p<0,05$), y el 4% de los impulsos ($r=0,195$, $p<0,01$), y en el quinto MT el 1,6% de la variabilidad de los impulsos ($r=-0,129$, $p<0,05$).

La positiva correlación observada en nuestro estudio entre la PRCC y el porcentaje de contacto en los metatarsianos centrales, y la

negativa correlación con los dedos, el primer y el quinto MT, está sustentada por el mayor área de contacto observado en adultos con PPVFI en la región medial del antepié^(121, 251, 253), y la disminución en los MTs laterales^(121, 132), pudiendo deberse nuestros resultados contrarios en el primer MT⁽¹²¹⁾ a la hipermovilidad del primer radio comentada anteriormente y/o a una disminución de la pronación del antepié relativa al mediopié⁽²⁰⁸⁾ observada en niños escolares con PPVF, y considerada una compensación por la disminución de la altura del ALI⁽²⁰⁸⁾.

En el retropié, la correlación positiva entre la PRCC y los picos de presión (pico de presión en retropié medial $p < 0,001$), y la máxima presión en la región medial, parecen confirmar los mayores picos de presión observados en adultos con PPV asintomáticos en esta región⁽¹³²⁾, pero sin embargo son opuestos a los menores picos de presión hallados en niños preadolescentes⁽²¹⁸⁾. Por otra parte, la correlación negativa observada con la máxima presión en la región lateral del retropié, podría relacionarse con los menores picos de presión hallados en adultos con PPVF⁽¹²¹⁾, y con la correlación directa observada en otros estudios entre la altura del ALI y los picos de presión y máximas presión en la región lateral del retropié⁽²⁴²⁾, e indicar una posible relación entre la pronación del retropié en estática y en dinámica, cuestión discutida en estudios cinemáticos en PPV^(162, 184, 203-205, 208). Pese a los resultados contradictorios en cuanto a los impulsos en el retropié^(121, 132, 240), la negativa correlación entre la PRCC y los porcentajes de impulso en la región del retropié es apoyada por la directa correlación observada en otros estudios entre la altura del ALI y los impulsos en el retropié⁽²⁴²⁾ y por

los menores impulsos observados en adultos con PPV asintomático⁽¹³²⁾ y pacientes con parálisis cerebral y PPV secundario a corrección quirúrgica⁽²⁴⁰⁾. Los menores impulsos en el retropié en los pacientes con parálisis cerebral fueron atribuidos a la espasticidad, sin embargo, los grupos control presentaban el mismo trastorno neurológico con diferente alineación de pie, pie cavo o pie neutro, por lo que los resultados similares en poblaciones sin trastorno neurológico con PPV llevan a pensar en la influencia de la posición del pie. En cuanto al porcentaje de contacto en la región del retropié, la positiva correlación con la PRCC (porcentaje de contacto en el retropié lateral $p < 0,05$) observada en nuestra muestra, apoya el mayor porcentaje de contacto observado en el retropié de adultos y niños preadolescentes con PPVF^(121, 132, 218, 251).

En cuanto al análisis de las variables temporales, en el retropié, la correlación negativa entre la PRCC y el porcentaje de tiempo de apoyo, avala el menor porcentaje de tiempo de apoyo observado en esta región en niños preadolescentes con PPVF⁽²¹⁸⁾. La diferente metodología empleada y edad de las muestras podría sin embargo explicar que nuestros resultados de correlación no corroboren el mayor tiempo de apoyo en el mediopié y menor en el antepié observado en el mismo grupo⁽²¹⁸⁾. La positiva correlación entre la PRCC y el porcentaje de tiempo de contacto en los dedos (hallux $p = 0,00$, dedos $p < 0,01$) podría ser consecuencia de la eversión del pie durante el apoyo⁽⁵²⁾, y/o de una función más activa de los dedos en pies con mayor pronación⁽¹⁰⁹⁾.

La variable empleada para el análisis de la relación entre mediciones clínicas y baropodométricas en nuestra investigación, PRCC, pese a que como se ha comentado anteriormente no ha mostrado su influencia sobre el patrón baropodométrico en la región del mediopié, sí parece contribuir estos patrones en la región del antepié y del retropié. Según nuestros resultados, los pies con mayor pronación presentarán mayores cargas y contactos en los MTs centrales y en la región medial del retropié, y menores en el primer y quinto MT y en el retropié lateral. Además, apoyarán los dedos durante más tiempo, y el retropié durante menos, lo que disminuye el porcentaje de impulso en dicha región.

6.5.1.4. Factores metodológicos

Durante la ejecución del trabajo se tuvieron en cuenta diversos factores metodológicos como la velocidad de la marcha o el protocolo de toma de datos asociados a variaciones baropodométricas^(105, 130). La toma de datos fue realizada mientras los niños caminaban a su propia velocidad, pues el patrón de marcha parece alterarse ante velocidades no controladas⁽⁴⁰⁾. Esta indicación se mantuvo durante todo el procedimiento con el fin de evitar alteraciones en la distribución de las presiones derivadas de las variaciones en la velocidad de la marcha^(100, 110, 131, 132). Se analizó el paso de la mitad de la marcha⁽¹³⁰⁾, protocolo más empleado en investigación, recogándose un total de 10 huellas por sujeto, frente a las 3 utilizadas en la mayoría de los estudios^(40, 100), pues aunque el sistema F-Scan® 2D Gait Clinical 2m system ha

mostrado elevados niveles de fiabilidad^(109, 110), estos varían en función de la región del pie y de los parámetros investigados. En este sentido, los mayores niveles de correlación intraclase han sido hallados en las regiones del pie que soportan cargas elevadas durante la marcha, como el antepié, especialmente el 2º MT^(110, 111), y el retropié; y los menores en el mediopié y en los dedos 2º-5º^(107, 112), considerándose necesarias las 10 huellas para asegurar una fiabilidad clínica y de los datos en el mediopié, el primer y el quinto MTs, y los dedos; pues son los datos menos consistentes^(107, 130).

6.5.2. Análisis baropodométrico descriptivo y características diferenciales entre cohortes (PPVFI y grupo control) en la muestra total y por grupos de edad

El efecto que el progresivo desarrollo del ALI en los niños al inicio de la marcha independiente^(7, 34, 40, 123, 124), y la influencia que la altura del mismo en la edad adulta han mostrado sobre el reparto de cargas en el mediopié, retropié y antepié^(119, 125, 242), hizo plantearnos la posible influencia de su ausencia o disminución en niños con PPVF. Con el objetivo de mejorar su evaluación y tratamiento, se estimó que la baropodometría podría ser un instrumento adecuado para conocer el comportamiento del PPVFI en dinámica, y observar posibles patrones diferenciales entre los PPVF. La escasa información baropodométrica encontrada en el rango de edad entre 3 y 6 años, considerado importante en el desarrollo del pie, y la ausencia de estudios que comparen los patrones baropodométricos de distintos tipos de pies en

edad preescolar, convierten además a nuestro estudio en un trabajo novedoso^(45, 122).

Las características baropodométricas del grupo control de nuestra investigación fueron comparables a las observadas en niños de edades similares^(33, 122), pese a la escasez de estudios sobre presiones plantares en este rango de edad, pues en la mayoría de los casos la información sobre baropodometría infantil se concentra en niños al inicio de la marcha y por encima de los 6 años^(2, 7, 33, 34, 40, 55, 122-124, 218, 230) como se ha comentado anteriormente.

La cohorte control presentó, elevados porcentajes de contacto en la región del mediopié y del antepié, y menores valores en la región del retropié⁽³³⁾, siendo estos últimos ligeramente inferiores a los observados en la literatura. Las mayores cargas en el grupo control se localizaban al igual que en otras investigaciones^(33, 42, 122), en el retropié, en los MTs centrales, y en el hallux, mientras que las menores lo hacían en los dedos 2º a 5º.

El análisis de la cohorte de PPVFI se entiende limitado por la ausencia en la literatura consultada de estudios baropodométricos en niños con esta alteración en edades similares; aunque sí se han encontrado estudios en niños preadolescentes entre 10 y 15 años con PPVF⁽²¹⁸⁾, en adultos sanos asintomáticos con PPVF^(121, 132, 251), y en PPV secundario a patología^(256, 257).

6.5.2.1. Variables de contacto

La posible ausencia de formación del ALI y la presencia de la grasa plantar^(7, 34), podrían ser la causa de la significativamente superior área de contacto total observada en la cohorte de PPVFI. La diferencia en las edades medias de las dos cohortes, algo superior en los PPVFI, podría estar contribuyendo también en estos valores absolutos, en relación con un mayor tamaño del pie en los niños de mayor edad. Para neutralizar este posible efecto y estudiar el contacto de las diferentes regiones del pie, se analizó el porcentaje de contacto de cada una de ellas, lo que permitió apreciar un menor contacto en el mediopié, en el quinto MT y en los dedos 2º-5º en los PPVFI, y un mayor apoyo en el resto de regiones, siendo significativamente superior en los MTs centrales (2º MT y 4º MT) y en el retropié (*gráfico 9*).

Por tanto en la cohorte total de PPVFI, a pesar de que se considera que la desviación medial de las fuerzas de reacción del suelo favorece el apoyo del ALI^(52, 108), se observa un menor porcentaje de contacto en la región del mediopié (*gráfico 9*), hecho que podría estar motivado por la algo menor edad media en los pies del grupo control, con un asociado inferior desarrollo del ALI^(122, 123).

La influencia de la edad sobre la distribución de presiones^(2, 34, 40, 42, 45, 122) justificó el estudio por edades de las diferencias baropodométricas entre las dos cohortes (PPVFI y control). Este análisis mostró que el contacto en la región del mediopié, es algo superior aunque sin mostrar

diferencias significativas en todos los grupos de edad excepto entre los 60 y 71 meses en los PPVFI, donde es levemente inferior (*gráficos 10-13*). Aunque, como se ha mencionado anteriormente, la ausencia de estudios baropodométricos en niños con PPVFI con edades similares impide la comparación directa de nuestros datos, la mayor superficie de contacto observada en esta región en los PPVFI, ha sido asociada en la literatura con una disminución en la altura del ALI^(7, 34, 113, 121, 123, 124, 132, 206, 218, 250-253, 257, 258); pudiendo deberse la ausencia de diferencias estadísticamente significativas en nuestro estudio a que la edad de los niños de ambas cohortes coincide con el desarrollo del ALI. Aunque algunos autores consideran que a los 6 años este ya se ha completado^(7, 42), otros refieren que si bien el desarrollo importante del ALI se produce hasta esa edad, se extiende hasta la edad escolar^(36, 48), considerándose estructuralmente maduro a los 12 o 13 años de edad⁽⁴⁷⁾, lo que justificaría las diferencias más marcadas observadas en edades superiores^(121, 132, 218, 251).

El mayor porcentaje de contacto observado en el antepié de los PPVFI de nuestra muestra total, excepto en el quinto MT y en los dedos 2º a 5º (*gráfico 9*), es apoyado por algunos estudios en adultos sanos asintomáticos con PPV^(121, 251, 253) y podría deberse al descrito apoyo prioritario sobre la zona medial del antepié durante el despegue de talón al final de la fase de apoyo⁽⁵²⁾. Además, este mayor porcentaje de contacto podría ser, como ocurre en los niños al inicio de la marcha, una estrategia empleada por los niños para compensar la falta de estabilidad (2), disminuida según autores en los niños con PPVF^(35, 161). Estos hallazgos no son sin embargo corroborados por otros autores^{(132, 218,}

²⁵⁶⁾. El menor porcentaje de contacto en el quinto MT en la muestra total de PPVFI coincide con los hallazgos observados en poblaciones adultas⁽¹²¹⁾, pudiendo estar incluso imposibilitado el contacto de este MT con el suelo en casos acusados de PPV⁽⁵²⁾.

El comportamiento del apoyo en el antepié difiere sin embargo entre los distintos grupos de edad (*gráficos 10-13*), con un porcentaje de contacto superior en los PPVFI con respecto al grupo control en los grupos de menor edad (entre 36 y 47 meses y entre 48 y 59 meses) en todo el antepié excepto en el primer MT y en los dedos 2º-5º. Esto podría deberse a la disminución del apoyo en el primer MT derivada de la hipermovilidad del primer radio^(11, 76, 121), priorizando el contacto del hallux frente al resto de los dedos, y el de los MTs centrales. En los grupos de mayor edad (entre 60 y 71 meses y 72 y 83 meses), el apoyo en el primer MT aumenta, posiblemente en relación a la eversión del retropié⁽⁵²⁾. El aumento del porcentaje de contacto en el primer MT parece condicionar un menor apoyo en el hallux en los PPVFI con respecto a los pies controles, lo que podría deberse a una tendencia a realizar el despegue desde esta región, y favorecer el desarrollo de HAV^(11, 138), alteración relacionada con la pronación anormal de la ASA durante la propulsión. El apoyo en el quinto MT, aunque menor en la muestra total, sólo es inferior en los PPVFI entre los 60 y 71 meses, edad en la que se produce un significativamente superior contacto en los MTs mediales, que podría dificultar el apoyo en esa región, relacionado con una pronación más marcada que en la cohorte control. Aunque se considera que el apoyo de los MTs laterales en los PPV está disminuido^(52, 121), el ligeramente superior apoyo en esta región en el resto de los

grupos podría deberse a la supinación del antepié, considerada característica en los PPV, y estar relacionada con la disminución de la pronación del antepié observada en niños escolares con PPVF⁽²⁰⁸⁾.

El significativamente superior porcentaje de contacto en el retropié de la muestra total de PPVFI (*gráfico 9*), coincide con los hallazgos observados en los estudios en adultos sanos y en niños preadolescentes con PPV^(132, 218, 251, 253). El menor porcentaje de contacto observado en esta región sólo en el grupo de mayor edad de la cohorte de los PPVFI con respecto a los pies controles (*gráfico 13*), podría relacionarse con la menor FD observada en estos pies en la valoración clínica.

Resumiendo todos estos aspectos, el porcentaje de contacto en los PPVFI de nuestra muestra por grupos de edad, se caracteriza por presentar un mayor apoyo en la región del mediopié a todas las edades excepto a los 5 años, en los MTs centrales, con variaciones en el primer y quinto MT y en el hallux en función de la edad, y en la región del retropié excepto en los niños de mayor edad.

6.5.2.2. Variables de carga

En cuanto a la carga, pese a que la disminución de la altura del ALI en adultos⁽¹¹⁹⁾, y la falta de desarrollo del mismo en niños al inicio de la marcha independiente^(7, 34, 40, 123, 124) se ha relacionado con un aumento de las presiones e impulsos en el mediopié, en nuestra muestra total de PPVFI, observamos menores cargas en esta región con respecto a la cohorte control (*gráfico 14 y tabla 12*). Esta distribución podría deberse, al igual que ocurre con el porcentaje de contacto, a la ligeramente superior edad media, y por tanto mayor desarrollo del ALI de los PPVFI^(119, 122, 123).

A pesar de esta justificación, las menores presiones máximas halladas en la muestra total de PPVFI de nuestro estudio, han sido también observadas en la región medial del mediopié de niños preadolescentes⁽²¹⁸⁾. Sin embargo la diferente metodología empleada en este estudio dificulta la comparación con nuestros datos, pues dividen la región del mediopié en medial y lateral, y encuentran presiones significativamente superiores en la región lateral del mismo⁽²¹⁸⁾. En la misma línea, una investigación sobre la distribución de presiones en las diferentes tipologías de pie en adultos clasificados mediante el IPP-6, mostró menores cargas en el mediopié (sin diferencias estadísticamente significativas) en los pies pronados y altamente pronados con respecto a los pies neutros y supinados⁽¹⁰⁹⁾. Estos resultados fueron relacionados con una posible cinemática similar en la fase media de apoyo entre los diferentes tipos de pie, o con una falta de sensibilidad de los sistemas de

presiones o de la metodología empleada⁽¹⁰⁹⁾. En relación con los menores picos de presión de nuestro trabajo (*gráfico 14*), un estudio en adultos con PPV asintomático mostró una correlación positiva entre los picos de presión del mediopié medial y lateral por separado y la altura del ALI en descarga⁽¹²⁵⁾. Nuestros datos contrastan sin embargo con los estudios en población adulta asintomática, con mayores picos de presión y fuerzas en la región medial del mediopié^(121, 129, 132, 251, 259, 260) y menores en la región lateral^(121, 132, 168, 259); e incluso picos de presión significativamente superiores en el mediopié total⁽²⁵¹⁾. Los significativamente inferiores impulsos observados en nuestra muestra en el mediopié (*tabla 12*), discrepan también con los resultados observados en esta región en adultos sanos asintomáticos con PPV con cargas similares o superiores sin diferencias significativas a los sujetos con pie fisiológico^(121, 132).

El estudio por grupos de edad nos permitió descartar la influencia de la edad, y por su relación el peso sobre las cargas, sin encontrar diferencias significativas en las máximas presiones del mediopié en ninguno de los grupos de edad, con valores sólo ligeramente superiores entre los 48 y 59 meses y entre los 72 y 83 meses (*gráficos 15-18*). Como la presión es una magnitud que relaciona la fuerza con la superficie sobre que actúa, el mayor porcentaje de contacto no significativo en la región del mediopié observado en todos los grupos de edad excepto entre los 60 y 71 meses, podría explicar al menos en parte la ausencia de mayores presiones en esta región en los PPVFI. Cabe destacar, que en ambas cohortes se produce una tendencia a la disminución de la máxima presión con el crecimiento, rompiéndose a los 5 años tanto en

el grupo control como en el grupo a estudio, y recuperándose a los 6 años en el grupo control; el comportamiento en los PPVFI en el grupo de mayor edad, parece variar con respecto al grupo control, con valores similares a edades inferiores. El cambio que se produce en las tendencias a los 5 años, coincide en distintas variables en ambas cohortes, pudiendo deberse a la falta de linealidad en el desarrollo, donde determinadas fases de aprendizaje se acompañan de menores niveles de estabilidad dinámica que afectan también a patrones previamente aprendidos⁽⁵⁰⁾.

Las ligeramente superiores máximas presiones en el mediopié y el retorno a los valores de edades inferiores en esta misma región en los PPVFI de 6 años, hacen plantearnos la necesidad de un estudio con niños de superior edad para conocer si las diferencias entre ambas cohortes aumentarán con el crecimiento. Esto constituye una hipótesis de futuro en esta misma línea de trabajo.

El estudio por grupos de edad de los picos de presión en el mediopié (*gráficos 15-18*), muestra, al contrario de lo que cabría esperar, inferiores picos de presión, sin diferencias estadísticamente significativas en todas las edades. Las discrepancias con la literatura en este sentido, podrían deberse a las diferencias metodológicas^(121, 132).

El porcentaje de impulsos en el mediopié, analizado por grupos de edad (*tablas 13-16*), no muestra diferencias significativas entre las dos cohortes, siendo sólo superior entre los 72 y 83 meses en los PPVFI. Al depender el impulso de la presión y el tiempo de aplicación^(40, 102), está

condicionado tanto por las máximas presiones como por el porcentaje de tiempo de contacto del pie en el suelo, siendo sólo superiores ambas variables a los 6 años. Al igual que ocurre con otras variables, la corta edad de las cohortes podría explicar la ausencia de diferencias estadísticamente significativas en nuestro estudio, con un ALI todavía en desarrollo en ambas^(7, 122, 123). De forma similar a lo que se observa con las máximas presiones, los valores ligeramente superiores en el mediopié de los PPVFI, puede deberse a que el ALI se encuentra más conformado en el grupo control, pudiendo observarse con el crecimiento diferencias cada vez más marcadas. Sería interesante estudiar qué ocurriría a partir de esta edad, pudiendo resultar ser una edad crítica en la diferenciación entre los tipos de pies. Las posibles diferencias podrían explicar o predecir comportamientos futuros (otra Hipótesis de futuro en esta línea de investigación).

A nivel del mediopié no se observan grandes diferencias en las cargas entre ambas cohortes, siendo sólo superior la máxima presión a los 4 y a los 6 años, y el impulso a los 6 años en los PPVFI. Las escasas diferencias observadas en las cargas en la región del mediopié entre las dos cohortes podrían relacionarse con un movimiento similar del ALI durante la marcha en los niños con PPVF respecto a niños sin alteración, a pesar de que la magnitud inicial, máxima y mínima del ángulo del mismo sea significativamente menor, como ha sido observado igualmente en otros estudios⁽²⁰⁸⁾.

Los superiores valores observados en las máximas presiones, en los picos de presión y en los impulsos en el antepié y en el retropié en la

muestra total de nuestro estudio (*gráfico 14 y tabla 12*), podrían relacionarse también con la pequeña diferencia de edad entre las dos cohortes, pues se ha observado un aumento de las mismas tanto en el antepié como en el retropié con la edad, en relación con cambios estructurales, con la cantidad de tejido graso en el pie, y con la maduración del patrón de marcha^(2, 7, 34, 42, 55, 123, 124),

Algunas investigaciones han observado las mayores diferencias entre cohortes en la región del antepié, asociadas posiblemente con las mayores fuerzas producidas durante la propulsión⁽¹⁰⁹⁾, reflejando esta región el comportamiento dinámico del mismo⁽²⁶¹⁾. En este sentido, el desplazamiento anterior de la carga, podría ser una característica baropodométrica precoz en los PPVFI, secundaria a una peor estabilidad, pues se ha descrito como estrategia empleada por los niños al comienzo de la marcha para mejorar su estabilidad, permitiendo así un mejor control muscular y compensando la inestabilidad del retropié y el mediopié^(7, 123). Este aumento de la carga en el antepié ha sido además asociado a la caída del ALI en la literatura⁽²⁵⁶⁾, y podría relacionarse con la mayor FP del antepié observada en sujetos con PPVF durante el despegue⁽²⁰³⁾.

Por otro lado, las significativamente superiores cargas observadas en nuestra muestra de PPVFI en el hallux y en los MTs centrales (*gráfico 14 y tabla 12*) (relacionadas con el descrito anteriormente, superior área de contacto en los MTs centrales), podrían deberse a una biomecánica alterada⁽⁷⁶⁾, con pérdida de ventaja mecánica del peroneo largo, y la consecuente hipermovilidad del primer radio⁽¹¹⁾ y limitación de la FD

completa del dedo, secundaria a la reducción de la altura del ALI⁽¹⁰⁹⁾. Todos estos cambios se han descrito como estrategias para generar un brazo de palanca rígido para la propulsión en adultos sanos y asintomáticos con PPV^(76, 109, 121, 168, 252, 260). La hipermovilidad del primer radio, que genera una excesiva FD, elevando el primer MT durante la fase de apoyo de la marcha, y permitiendo que el segundo soporte mayores cargas⁽¹²¹⁾, coincide con los resultados de otros autores obtenidos en adultos, donde la disminución del ALI se correlaciona con la disminución de los picos de presión bajo el primer MT^(119, 121, 125, 168, 246, 259), y la menor pronación del antepié respecto al mediopié de los PPVFI frente a los niños sanos⁽²⁰⁸⁾.

El rango de movimiento limitado del segundo MT en la articulación tarsometatarsiana, en comparación con la flexibilidad del primer radio, podría explicar las mayores cargas bajo el mismo, tanto en los pies controles como en los PPVFI observados también en otras investigaciones⁽¹⁰⁹⁾, y apoyan la importante función de esta región como soporte en la propulsión, pese a que el primer MT también juegue una importante función en la carga del antepié⁽¹¹¹⁾. La literatura refleja en este sentido, que podrían observarse presiones excesivamente más elevadas en el segundo MT si el primer radio es demasiado flexible y fracasa en la función de soporte⁽¹¹¹⁾, lo que podría ser la causa de las significativamente superiores presiones observadas en el segundo MT en los PPVFI. La mayor carga en el segundo MT y menor en el primero en ambos grupos, podría ser consecuencia también del rango de edad estudiado, pues se ha descrito en niños pequeños una disminución de la estabilidad del primer radio, asociada al exceso de pronación y al valgo

de rodilla habitual en niños⁽⁴²⁾. El aumento en la carga medial del antepié parece producirse entre los 6 y 7 años de edad⁽⁴²⁾; edad en la que si no hay sobrepeso, suele desaparecer el genu valgo, y disminuir la tendencia a la pronación⁽⁴²⁾. El aumento de las presiones en primer MT con el crecimiento⁽⁴²⁾, podría explicar los mayores picos de presión y máximas presiones observados en los PPVFI, con una mayor edad media que los pies controles (*gráfico 14*). Sin embargo, el menor impulso en los PPVF en esta región (*tabla 12*), podría estar relacionado con la inadecuada biomecánica del primer MT. Otro factor que ha sido relacionado en adultos con el aumento de los picos de presión en el primer MT, y podría estar relacionado con las mayores cargas en el mismo y la disminución de la FD de tobillo observado en los PPVFI de nuestra muestra con respecto al grupo control, es la mayor actividad de los gemelos durante el final de la fase de apoyo⁽¹¹⁹⁾. Aunque la ausencia de estudios electromiográficos en nuestro trabajo impide apoyar este hecho, no se han observado diferencias estadísticamente significativas en la actividad del gemelo interno entre sujetos con PPV asintomáticos y sujetos sanos⁽¹⁶³⁾, pero sí en la actividad del gemelo lateral y el sóleo al 80% de la fase de apoyo en PPV sintomáticos⁽¹⁶²⁾. Sin embargo, algunos autores han recogido la ausencia de actividad en ambos músculos hasta los 7 años⁽⁵⁴⁾

La necesidad de suplir la falta de apoyo estable y el brazo de palanca inadecuado para la propulsión en los PPV podría explicar por tanto las significativamente superiores cargas en el hallux encontradas en nuestro estudio⁽⁷⁶⁾, y además relacionarlas, con la mayor FP en el antepié durante el despegue, descrita en la literatura en los sujetos con

PPV, como derivada de una mayor actividad del flexor largo del hallux y del tibial posterior durante ese periodo⁽²⁰³⁾. En la misma línea, la función más activa del resto de los dedos observada también en la literatura en los pies pronados, se ha relacionado con una contracción más temprana y vigorosa de los flexores para estabilizar el antepié hipermóvil antes del despegue, secundario a la pronación mantenida en la fase de apoyo de la marcha⁽¹⁰⁹⁾.

Por otro lado, los menores impulsos en el quinto MT en los PPVFI, observados también en adultos sanos con PPV^(121, 132), y en pacientes con parálisis cerebral con valgo severo de retropié⁽²⁴⁰⁾, y apoyados por las relaciones directas halladas en algunas investigaciones entre las máximas presiones e impulsos en la región lateral del antepié y la altura del ALI⁽²⁴²⁾, podrían explicarse por el desplazamiento de las cargas hacia la región medial como consecuencia de la eversión^(52, 108). Estos resultados son además apoyados por el aumento de las cargas (presiones e impulsos) observado en los MTs laterales y la disminución de la misma en el hallux, en pacientes tras reconstrucción quirúrgica del ALI^(113, 258).

Aunque este comportamiento baropodométrico parece estar justificado por la literatura, estudios en adultos sanos con PPV y en pacientes con AR y PPV han encontrado datos opuestos. En el primer caso, encontraron mayores picos de presión sin diferencias estadísticamente significativas en la región medial del antepié de los adultos con PPV asintomático con respecto al grupo control, disminuyendo de medial a lateral⁽¹³²⁾. En los pacientes con AR y PPV, los picos de presión decrecían también de medial a lateral en el antepié,

con la mayor carga en la cabeza del primer MT⁽²⁵⁷⁾, pudiendo deberse en este caso las diferencias al carácter rígido de la alteración⁽¹¹¹⁾.

El estudio del comportamiento de las cargas en el antepié por grupos de edad (*gráficos 15-18 y tablas 13-16*), refleja el desplazamiento de la carga hacia la región anterior, con valores superiores de máxima presión y picos de presión en esta región en los PPVFI entre 36 y 47 meses de edad. Entre 48 y 59 meses de edad, parecen observarse mayores cargas (presiones e impulsos) en la región medial del antepié con un significativamente superior pico de presión en el hallux y menores máximas presiones e impulsos en el quinto MT con respecto al grupo control, como se describe en la literatura⁽⁵²⁾ (*gráfico 16 y tabla 14*). Entre los 60 y los 71 meses, se mantiene el exceso de pronación en nuestra muestra, con menores cargas en los MTs laterales, siendo el porcentaje de impulso en el quinto MT significativamente inferior en los PPVFI (*gráfico 17 y tabla 15*). A esta edad, parece observarse la hipermovilidad del primer MT con menores cargas en este y el desplazamiento de la misma hacia los MTs centrales y el hallux^(11, 76, 121) (siendo los picos de presión en el hallux y 3^{er}MT, las máximas presiones en el 2^oMT y 3^{er}MT, y los impulsos en el 3^{er}MT, significativamente superiores en los PPVFI), hecho que se mantiene entre los 72 y 83 meses. La diferencia más importante observada en la carga del antepié a los 6 años (*gráfico 18 y tabla 16*), es el desplazamiento de la misma hacia la región lateral, con mayores máximas presiones, picos de presión e impulsos en el quinto MT en los PPVFI. En nuestra muestra, entre los 72 y 83 meses existe tendencia a la disminución de la pronación del antepié, descrita en niños escolares con PPVF, y considerada una compensación a la

disminución de la altura del ALI⁽²⁰⁸⁾, y la mayor supinación del antepié que caracteriza al PPV en estática.

En cuanto al retropié, las superiores cargas encontradas en el retropié de los PPVFI de nuestro estudio (*gráfico 14 y tabla 12*), es apoyada por la relación encontrada por algunos autores entre la disminución de la altura del ALI y las mayores fuerzas en esta región⁽²⁶²⁾, pero opuesta sin embargo a la correlación observada en adultos entre los picos de presión bajo esta región y la altura del ALI⁽¹¹⁹⁾. Las mayores cargas observadas en los PPVFI podrían deberse a una menor cantidad de tejido blando bajo el retropié, pues se ha relacionado en los adultos con la disminución de los picos de presión bajo el mismo⁽¹¹⁹⁾. En esta línea algunos autores han relacionado las mayores cargas en el retropié de los PPV patológicos con la pérdida de disipación del impacto⁽²¹²⁾. Estudios en adultos asintomáticos con pies pronados han mostrado, en este sentido, mayores presiones en el retropié medial y menores en el lateral con respecto a los pies controles, pero sin diferencias significativas⁽¹⁰⁹⁾, asociándolo a la posible cinemática similar durante el contacto inicial o como en el mediopié, a la falta de sensibilidad en los sistemas de presiones o en la metodología empleada para diferenciar tipos de pie⁽¹⁰⁹⁾.

La correlación negativa observada entre la edad y los picos de presión en el retropié de los adultos⁽¹¹⁹⁾, no parece cumplirse en nuestro estudio, pues los PPVFI con una pequeña mayor edad media presentaban mayores cargas (presiones e impulsos) en el retropié. Los superiores valores observados en el retropié podrían relacionarse con la

disminución en el control de deceleración observada por otros autores en niños con respecto a los adultos⁽⁴²⁾. Los resultados obtenidos son además corroborados por estudios en adultos sanos y asintomáticos con PPV^(121, 132). Otras investigaciones en pacientes con PPV secundario a otras patologías y en preadolescentes, han mostrado sin embargo, menores cargas en el retropié^(240, 256). La disminución de la carga en el retropié en algunos casos de PPV se ha asociado con la espasticidad del TS⁽²⁴⁰⁾; sin embargo, en nuestro estudio, como se ha comentado anteriormente, pese a presentar los PPVFI menores valores de FD de tobillo, no son compatibles con retracción de gemelos y/o sóleos^(22, 68). Las mayores cargas en el retropié medial con respecto al lateral observadas en nuestro estudio en ambas cohortes, se producen también en niños al inicio de la marcha⁽⁴⁰⁾, y podría ser consecuencia de la pronación del retropié de los niños^(42, 52). Sin embargo el mismo comportamiento se observa en adultos sanos con PPV y pies neutros^(109, 121), por lo que parece ser un comportamiento normal consecuencia de la pronación fisiológica que se produce tras la fase de contacto inicial del talón durante el inicio de la marcha^(12, 24, 25, 97).

El estudio de las cargas en el retropié por edades, muestra mayores máximas presiones entre los 36 y 59 meses en los PPVFI, como en la muestra total (*gráficos 15 y 16*); sin embargo, y coincidiendo con la disminución de la FD de tobillo observada en los PPVFI, entre los 60 y los 83 meses, las máximas presiones en el retropié se encuentran reducidas, como ocurre en PPV preadolescentes (*gráficos 17 y 18*)⁽²¹⁸⁾. Asociado a estos resultados, también se observaron menores impulsos en el retropié de los PPVFI entre los 72 y 83 meses (*tabla 16*). En cuanto a los picos de

presiones, son superiores en el retropié medial y lateral a todas las edades excepto a los 6 años, donde los picos de presión son menores en el retropié lateral, al igual que lo observado en PPV adultos asintomáticos⁽¹²¹⁾, y mayores en el retropié medial, lo que podría estar relacionado con el apoyo con un exceso de eversión⁽⁵²⁾. Este comportamiento ha sido además señalado por las correlaciones entre variables clínicas y presiones plantares en diferentes estudios^(168, 242).

En cuanto a las regiones del pie que soportan las mayores cargas, los mayores picos de presión y máximas presiones en el retropié medial observados en nuestro estudio en ambas cohortes, tanto en la muestra total como por edades (*gráficos 14-18*), pueden deberse a la edad de la muestra, pues la literatura recoge que en niños las mayores presiones se localizan en el retropié y el hallux^(42, 230). Esto además, es corroborado por los hallazgos encontrados tanto en niños preadolescentes con PPV como en los niños con pies neutros⁽²¹⁸⁾, que se opone a los resultados tanto en adultos sanos asintomáticos con PPV, como en adultos con pie fisiológico donde los mayores picos de presión, se encuentran en la región anterior del pie, en el segundo MT⁽¹²¹⁾, en el tercer MT^(109, 232) o en el hallux^(76, 132). Los mayores impulsos de nuestro estudio se localizaron en los MTs centrales en las dos cohortes, tanto en la muestra total como por edades (*tablas 12-16*), al igual que en otros estudios con sujetos sanos^(42, 230) y sujetos adultos con PPV asintomáticos⁽¹²¹⁾, pudiendo deberse la diferente localización con respecto a las presiones, al mayor porcentaje de tiempo de contacto en la región del antepié.

6.5.2.3. Variables temporales

Las variables temporales obtenidas mediante baropodometría permiten la descripción de la dinámica del pie durante la fase de apoyo, y podrían ayudar a clarificar la etiología de las lesiones por sobresolicitación, así como el mecanismo de desarrollo del paso^(110, 167). En este sentido, el tiempo de apoyo ligeramente mayor observado en la cohorte de PPVFI con respecto a los pies controles, podría ser explicado como una estrategia para aumentar la estabilidad del pie y de la extremidad inferior, tal y como se ha descrito en la marcha en niños pequeños con respecto a los adultos⁽²⁶³⁾ y en pacientes con AR y PPV⁽²⁰⁶⁾, con una mayor duración del ciclo de la marcha y una menor velocidad. Existe sin embargo controversia en la influencia del PPV sobre la velocidad y el ciclo de la marcha en adultos^(121, 163, 207).

El estudio del inicio del apoyo de las diferentes regiones del pie durante la fase de apoyo de la marcha tiene un considerable interés, pues permite conocer la calidad de los primeros rodillos, valorando su funcionalidad. En ocasiones, aunque parezca observarse el choque de talón durante el contacto inicial, éste no se considera funcional, pues el antepié contacta inmediatamente con el suelo, compartiendo la carga con el retropié. El patrón de contacto inicial del pie evoluciona además con el crecimiento, pudiendo observarse durante las primeras semanas de marcha independiente, un elevado porcentaje de niños con un contacto inicial con el antepié, y un contacto inicial con el retropié minoritario^(2, 7, 34). El apoyo inicial del talón se desarrolla entre el año y

medio y los dos años, generándose el apoyo inicial prominente tras los dos años^(2, 7, 42, 54). En nuestro estudio, tal y como cabría esperar para la edad media de las dos cohortes, el patrón de contacto inicial se considera maduro, pues la carga en todos los casos es recibida por el retropié (*gráficos 19-23*).

En cuanto a la región, medial o lateral, del retropié que recibe antes la carga, estudios realizados en personas adultas con PPV sintomático y sujetos con PPV secundario a la disfunción del tibial posterior o a AR, han mostrado un aumento de la eversión del retropié durante la fase de apoyo con respecto a los sujetos sanos^(162, 203, 205), condicionando que con frecuencia el apoyo del talón se realice con la región medial del retropié. Sin embargo en nuestro estudio en la muestra total, mientras que el apoyo de talón en los PPVF se produce con la región medial y lateral a la vez, en los pies del grupo control el patrón es de medial a lateral (*gráfico 19*). Esto podría ser consecuencia de la diferencia de edad entre las dos cohortes, con niños más pequeños, y por tanto con valores elevados de eversión del retropié en el grupo control; o de la ausencia de correlación entre la eversión marcada del retropié en bipedestación estática y la eversión del retropié durante la marcha^(162, 184, 210). El diferente comportamiento del pie entre estática y dinámica, ha sido relacionado con cambios en la actividad muscular y en los patrones de movimiento de toda la extremidad inferior⁽¹⁸⁴⁾, sugiriendo en los sujetos con PPV asintomáticos una adaptación adecuada durante la marcha a través de la compensación muscular⁽²⁰⁸⁾. Algunos estudios han mostrado una eversión inicial del retropié tanto en PPV como en pies neutros, con diferentes momentos

de fuerza en el tobillo, inversor en el grupo de PPV, y eversor en el grupo neutro, compatibles con una diferente actividad muscular en ambos grupos. La musculatura inversora podría actuar con mayor fuerza en los sujetos con PPV⁽¹⁶²⁾. Además -tal como se ha señalado previamente en nuestra exposición-, existe un diferente comportamiento entre la estática y la dinámica; esto ha sido corroborado en una muestra de niños entre 3 y 6 años, donde el 17% de los niños con huella normal en estática presentan huella plana en dinámica, el 41% de las huellas planas en estática se normalizan en dinámica y el 20% de las huellas cavas son planas en dinámica⁽⁹⁸⁾.

El apoyo inicial observado en la muestra total en el grupo control, está condicionado por el número de niños de corta edad, pues en el estudio por grupos de edad (*gráficos 20-23*), a partir de los 48-59 meses de edad, el inicio del apoyo con el retropié se produce con la región lateral antes que con la región medial, en línea con la literatura⁽⁵²⁾. En los PPVFI sin embargo, el apoyo de talón comienza siendo de lateral a medial, pero a los 6 años, el inicio se realiza desde el retropié medial al lateral, lo que justificaría una mayor eversión del retropié durante el inicio del apoyo.

Se considera que aunque se alcance el contacto inicial con el retropié, el patrón de inicio de las diferentes regiones del pie sigue evolucionando con la maduración de la marcha hacia patrones más rápidos de transmisión de carga hacia el antepié⁽³⁴⁾; lo que podría explicar que aun presentando el mismo patrón de inicio en ambos grupos en la muestra total, en la cohorte global de PPVFI, al tener mayor

edad media que los controles, el inicio del apoyo en el mediopié y el antepié se produzca con anterioridad. Sin embargo, el acortamiento del período de apoyo del talón, y por tanto, el apoyo más precoz del resto del pie, ha sido asociado también con la contractura en FP del pie, la debilidad del tibial anterior o la acción prematura de los músculos de la pantorrilla, y se considera que disminuye el efecto del rodillo de talón en la progresión⁽⁵²⁾. Esto podría explicar el apoyo más rápido del antepié observado a todas las edades en nuestra muestra en los PPVFI, que podría además relacionarse con la significativamente inferior FD pasiva de tobillo encontrada en la muestra total de PPVFI respecto al grupo control, y en algunos grupos de edad.

El inicio del apoyo en el mediopié y antepié se considera interesante en los PPV además, porque las presiones en el mediopié originadas después o al mismo tiempo que en el antepié, podrían indicar un PPVR⁽²⁵⁸⁾. En nuestra muestra, en ambas cohortes a todas las edades, el apoyo del antepié se produce posteriormente al apoyo del mediopié, lo que avala además, los resultados de la flexibilidad del pie observados en la valoración clínica.

La progresión del patrón de inicio en niños mayores de 5 años ha sido descrito como la sucesión del contacto inicial con el retropié, seguido por el apoyo de la región medial del antepié, posteriormente, el contacto de la región lateral del mediopié y de la región lateral del antepié, para finalizar con la región medial del mediopié⁽¹²²⁾. En nuestra muestra, pese a que la edad media de los PPVFI es mayor de 5 años, el patrón de inicio es más cercano al observado por esos autores en niños

entre 2 y 5 años, donde, tras el contacto inicial con el talón (0,2% del apoyo), se produce el apoyo de la región lateral del mediopié (16,1%), de la región medial del antepié (17,9%), de la región lateral del antepié (23,3%), terminando la fase de apoyo en la región medial del mediopié (33,5%)⁽¹²²⁾. Pese a que no es totalmente superponible por la diferente división del pie en nuestro estudio, el patrón de apoyo en nuestra muestra comienza igualmente con el retropié (0,05% del apoyo en el grupo control, y 0,017% en el grupo de PPVFI), seguido de un apoyo más rápido del mediopié (2,49% en el grupo control, y 3,16% en el grupo de PPVFI) (*gráfico 19*). La diferente denominación del antepié también complica la comparación, siendo en nuestra muestra el apoyo del antepié más precoz (13,43% en el grupo control, y 9,91% en el grupo de PPVFI), y comenzando por los MTs centrales (4º MT, 3ºMT, 2ºMT). El apoyo progresivo de los MTs de lateral a medial se ha relacionado en la literatura con la pronación fisiológica, necesaria para proporcionar adaptabilidad al pie⁽¹¹⁰⁾. Otros autores han observado en niños de mayor edad, entre 6 y 16 años, un patrón de inicio comenzando por el talón, seguido por la región medial y lateral del mediopié, y regiones lateral, media, y medial del antepié⁽²³⁰⁾, siendo el apoyo del antepié más similar al observado en nuestra muestra en ambas cohortes. Por ello, el contacto inicial resulta muy variable, llegando algunos estudios a constatar hasta 17 patrones diferentes de contacto inicial durante la carrera en adultos⁽¹¹⁰⁾.

El estudio de la transición del inicio por edades, muestra un patrón igual desde el retropié hacia el antepié entre los 36 y 59 meses (*gráficos 20 y 21*), sin embargo, varía posteriormente y se encuentra relacionado

con la distribución de la carga. Así, mientras que a los 5 años en los pies del grupo control, el apoyo del quinto MT se produce con anterioridad al apoyo de los MTs mediales, en los PPVFI, se produce una pronación completa del antepié con apoyo del primer MT, y el posterior contacto del quinto (*gráfico 22*). A los 6 años sin embargo, se observa el inicio de la supinación del antepié en los PPVFI con el apoyo del quinto MT previo a los MTs centrales (*gráfico 23*).

El estudio del porcentaje de tiempo de contacto en las diferentes regiones del pie puede resultar de interés, pues se ha observado un significativamente superior porcentaje de tiempo de contacto en la región del mediopié en niños preadolescentes con PPV⁽²¹⁸⁾, posiblemente relacionado con la inadecuada biomecánica marcada por la eversión de la ASA, y la ausencia de bloqueo de las articulaciones mediotarsianas^(144, 184, 203). En nuestro trabajo, pese a que el porcentaje de tiempo de contacto en la región del mediopié fue menor en la muestra total de PPVFI (*gráfico 24*), lo que podría relacionarse con la diferente edad media de las muestras⁽¹²²⁾, el análisis respecto a la edad, muestra un mayor porcentaje de tiempo de apoyo en el mediopié entre los 36 y 47 meses (*gráfico 25*) y entre los 72 y 83 meses en los PPVFI (*gráfico 28*). El mayor porcentaje de tiempo de contacto en el mediopié de los niños de menor edad, parece relacionarse con el mayor tiempo de contacto que se observa en los PPVFI a esta edad en todas las regiones, e indicar la existencia de un patrón más inmaduro de marcha con respecto al grupo control, con falta de nitidez en los tres rodillos. En el grupo de mayor edad, el mayor porcentaje de contacto en el mediopié podría relacionarse al igual que ocurre con otras variables a esta edad, como

la máxima presión, con un déficit en la formación del ALI, que podría hacerse más aparente a esta edad, con el desarrollo más marcado en el grupo control. No es de extrañar, por tanto, que el porcentaje de impulso en el mediopié de estos niños fuera también superior, pues es dependiente tanto de la presión aplicada, como del tiempo de aplicación de dicha presión, y ambos valores son superiores en este grupo.

Los superiores resultados observados en el porcentaje de tiempo de contacto de los PPVFI en la muestra total en todas las regiones del pie excepto en el mediopié (*gráfico 24*), son contrarios a los observados en niños preadolescentes con PPV (218) y en una población adulta con patología, donde era mayor en relación al grupo control, mientras que el apoyo en el antepié y el retropié era menor⁽¹¹⁸⁾.

El significativamente superior porcentaje de tiempo de contacto observado en la muestra total en nuestro estudio en los MTs tanto en primero a cuarto como en el hallux (*gráfico 24*), podrían ser consecuencia de la eversión del pie durante el apoyo⁽⁵²⁾, de un patrón más inmaduro, con un apoyo más plantígrado y mayor tiempo de apoyo en todas las regiones, o con la diferente edad media entre las dos cohortes, pues estudios en niños de diferente edad, han observado un aumento del tiempo de contacto en la región del antepié con el crecimiento y disminución en el resto del pie⁽¹²²⁾, relacionado con el desplazamiento anterior de la carga derivado de los cambios estructurales y funcionales en el pie y la marcha^(7, 34, 42, 55, 123, 124). El análisis por edades sin embargo, rechazó esta última hipótesis, pues a todas las

edades se observa un mayor porcentaje de tiempo de contacto en la región del antepié en los PPVFI (*gráficos 25-28*), por lo que no parece ser la edad la causa del aumento de esta variable. Las diferencias que se constatan en esta variable por grupos de edad, son similares a las observadas en otras variables como la máxima presión, el pico de presión y el porcentaje de impulso. Así, mientras que durante los primeros años el porcentaje de tiempo de contacto es mayor en todos los MTs, (hecho relacionado con un patrón más inmaduro) (*gráficos 25 y 26*), entre los 60 y 71 meses de edad, el porcentaje de tiempo en los MTs laterales -4º MT y 5º MT-, es inferior al grupo control, lo que se podría relacionar nuevamente con una mayor eversión del pie (*gráfico 27*). Entre los 72 y 83 meses de edad (*gráfico 28*), el porcentaje de tiempo de apoyo, como ocurre con las variables comentadas anteriormente, vuelve a ser mayor en todos los MTs, lo que puede indicar el inicio de la supinación del antepié.

Al igual que en otras investigaciones, donde se confirma que los dedos durante la marcha están muy involucrados^(230, 236), en nuestro trabajo ambas cohortes de la muestra total presentan un elevado porcentaje de apoyo en esta región (41,98% en el grupo control y 44,02% en los PPVFI) confirmando dicha hipótesis, aunque son valores ligeramente inferiores a los encontrados por otros autores en niños más mayores (59,7%).

El mayor tiempo de contacto en las distintas regiones del pie ha sido considerado positivo pues puede condicionar -debido a la reducción de la velocidad de la marcha y la mayor fase de doble

apoyo-, la reducción de la amplitud de las presiones y de las fuerzas y con ello la reducción de los síntomas dolorosos. Sin embargo, aumenta así la carga acumulada, que con el tiempo, puede debilitar las estructuras blandas y las articulaciones⁽²⁰⁶⁾.

La mayor fase de pie plano del ciclo de la marcha observada en niños, también se ha relacionado con problemas de equilibrio, pudiendo ser un mecanismo para intentar aumentar la cantidad de tiempo en que la planta entera está en contacto con el suelo^(2, 34). Esto podría explicar el mayor porcentaje de tiempo de apoyo en el retropié de los PPVFI de nuestro estudio de la muestra total (*gráfico 24*), ya que la fase de pie plano finaliza con el despegue de talón, y por tanto, un aumento de la fase de pie plano, condicionaría un aumento del porcentaje de tiempo de contacto del retropié. Además, el porcentaje de tiempo de contacto del retropié parece disminuir en los niños con el crecimiento⁽¹²²⁾, por lo que según esta teoría, la cohorte de PPVFI y mayor edad media, debería tener un menor porcentaje de contacto en esta región. Al analizar el porcentaje de tiempo de apoyo por edades, observamos que es mayor en los PPVFI a todas las edades, excepto entre los 48 y 59 meses de edad (*gráficos 25-28*), edad en la que durante la valoración clínica se observaron diferencias estadísticamente significativas en la FD de tobillo con rodilla flexionada, con un valor inferior en los PPVFI, lo que podría justificar este menor tiempo de contacto. El mayor porcentaje de tiempo de contacto en el retropié de los PPVFI, apoya además el hecho de que a pesar de que las mediciones de la FD de tobillo eran menores en ellos, no son valores compatibles con retracción de gemelos y/o sóleos^(22, 68).

El patrón de contacto inicial condiciona el momento de la marcha en el que se producen los picos de presión, observándose en los niños con un patrón de inicio con choque de talón, un pico de presión bajo la región del retropié durante el contacto inicial⁽⁷⁾. Este, parece ser reflejo de la rápida deceleración de los segmentos distales de la pierna de soporte, junto con una más lenta deceleración de la cabeza, los miembros superiores y el tronco. Se ha descrito una gran variabilidad individual en los picos de presión bajo el retropié, explicada por pequeños cambios en el tiempo de aceleración de uno de los segmentos durante el contacto inicial⁽¹¹⁰⁾. Este pico decrece rápidamente y es seguido por la elevación de la presión bajo la región del mediopié. Las presiones bajo las cabezas metatarsianas y el hallux alcanzan los mayores picos de presión durante el despegue^(7, 110), lo que podría indicar una preparación del pie para generar una palanca rígida para el despegue, y la FP en la articulación del tobillo⁽¹¹⁰⁾. Además, el hecho de que los picos de presión en el quinto MT se produzcan posteriormente al apoyo inicial se ha relacionado en la literatura con la resupinación del pie, necesaria para generar una estructura rígida para la propulsión⁽¹¹⁰⁾. Este patrón ha sido observado en ambas cohortes sin encontrar diferencias significativas entre ellas (*gráfico 29*), y obteniendo valores similares a los recogidos en la literatura⁽²³⁰⁾. Un estudio de niños entre 6 y 16 años muestra que al 13,3% y 14,5% del tiempo total del apoyo, se produce la máxima presión en el retropié lateral y medial respectivamente, similar al 8,34% y 9,90% en pies fisiológicos y al 9,26% y 11% en PPVFI observado en nuestro estudio⁽²³⁰⁾. Estudios realizados en adultos han mostrado un retraso en los máximos picos de presión con

respecto a poblaciones de menor edad, lo que justifica que en nuestra muestra se produzcan antes que en la literatura consultada, y podría explicar además el apoyo más tardío en los PPVF con respecto al grupo control. En el análisis por edades, el anterior máximo pico de presión en el retropié medial y el posterior en el retropié entre los 60 y los 83 meses de los PPVFI, podría ser un indicativo de la mayor eversión del retropié en el contacto inicial (*gráficos 32 y 33*).

Los máximos picos de presión en nuestra muestra total del grupo control bajo las cabezas metatarsianas (*gráfico 29*) se produjeron siguiendo el patrón observado en niños sanos entre 6 y 16 años, quinto MT, primer MT y MTs centrales, pero de forma más precoz, lo que parece deberse a la diferencia de edad^(118, 230). En la cohorte total de PPVFI aunque similar, el patrón comienza con el apoyo del quinto y cuarto MT, seguido del primer, segundo y tercer MT. Contrariamente a lo encontrado en nuestro estudio, otros investigadores han observado en los PPV adelantado el pico de fuerza en el primer MT, aunque no sea estadísticamente significativo⁽⁷⁶⁾.

En el hallux, el tiempo de máxima presión se produce entre el 80-91% en adultos⁽¹¹⁸⁾ y alrededor del 81,5% en niños entre 6 y 16 años⁽²³⁰⁾, valores similares a los observados en la muestra total de nuestro estudio, 84,34% en los pies fisiológicos y el 83,54% en los PPVFI.

El análisis por edades ha mostrado, que mientras en los dos grupos de edad menores, los picos de presión en el primer MT y en el hallux estaban adelantados en los PPVFI respecto al grupo control (*gráficos 30*

y 31), en los dos grupos de mayor edad, se encuentran retrasados (gráficos 32 y 33), al contrario de lo que sucede en los MTs laterales. Esto puede deberse al cambio de comportamiento del antepié en los niños de mayor edad con PPVFI, donde parece producirse una supinación más marcada.

Nuestros datos muestran pequeñas diferencias baropodométricas entre los niños entre 3 y 6 años con PPVFI y el grupo control, siendo más apreciables en la región del antepié durante los primeros años, y pudiendo observarse en la región del mediopié en los niños de mayor edad, lo que puede relacionarse con un diferente comportamiento del pie durante la marcha que podría hacerse más evidente con la edad. Sin embargo, la falta de diferencias significativas entre las dos cohortes en la mayoría de las variables se ha relacionado en la literatura con la naturaleza de la población a estudio, pudiendo ser los PPVFI parte representativa de la población normal⁽⁷⁶⁾.

Además del análisis de las presiones, la baropodometría permitió el análisis del patrón de marcha, con el fin de conocer la influencia de las fuerzas rotadoras internas de la extremidad inferior sobre el desarrollo del PPVFI en cadena cinética cerrada^(98, 140, 248, 249), o la presencia de una marcha en abducción secundaria posiblemente a la limitación de la FD de tobillo^(22, 140), no observándose sin embargo diferencias estadísticamente significativas entre ambas cohortes, por lo que no podemos considerar la influencia de la extremidad inferior en cadena cinética cerrada como importante en nuestra muestra.

6.5.3. Caracterización de las cohortes, PPVFI y control, por grupos de edad

Pese a tratarse de un estudio transversal, la posibilidad de tener pies de diferentes edades ha permitido el análisis descriptivo de las características clínicas y baropodométricas de los diferentes grupos de edad con respecto a la cohorte a la que pertenecen, observándose una evolución de las mismas con el crecimiento.

Desde el punto de vista clínico, en los pies de la cohorte control, tanto las mediciones goniométricas del pie como el análisis de la huella plantar, parecen mostrar un desarrollo fisiológico del mismo (*tabla 20*). Los mayores valores de pronación clínicos, y el mayor porcentaje de huellas aplanadas grado III observados en los niños de menor edad con respecto a los valores medios de dicha cohorte, y los menores valores de pronación y mayores porcentaje de huellas normales en los de edades superiores, parecen consecuencia de la progresiva disminución del valgo del retropié y el desarrollo del ALI con el crecimiento⁽⁷⁾. La excepción, el significativamente más alto ND hallado en el grupo de 5 años, podría deberse a que, pese a ser un test para la valoración de la pronación del pie, el escaso desarrollo de ALI en los grupo de edades inferiores, podría condicionar un menor desplazamiento del navicular.

Por otro lado, los significativamente superiores rangos de amplitud articular de los miembros inferiores en los grupos de menor edad, y significativamente inferiores en los grupos de mayor edad parecen

demostrar una disminución de la flexibilidad con el crecimiento (*tabla 20*)⁽⁷³⁾.

A nivel baropodométrico (*tabla 20*), el comportamiento similar de las cargas y contactos de la cohorte de pies controles con respecto a la literatura, con inferiores valores en el antepié y el retropié, y superiores en el mediopié en los grupos de menor edad, y un patrón inverso en los niños de mayor edad, se relacionan con la formación del ALI⁽⁴⁰⁾ y la adquisición de un patrón de marcha más maduro^(7, 34, 55, 123, 124). A nivel del antepié, en este rango de edad parece producirse también una evolución de las cargas y los contactos con el crecimiento, a los 4 años se encontrarían localizados en la región central, y se desplazarían a los 5, a los MTs laterales, traduciéndose este hecho, en un aumento de la supinación relacionado con la maduración del patrón de marcha. A los 6 años, las mayores cargas y contactos observadas en la región medial del antepié, y descritas a esta edad en la literatura, podrían relacionarse con el aumento de la estabilidad del primer radio, asociada en los niños pequeños a la disminución de la pronación del pie y el valgo de rodilla⁽⁴²⁾.

En el caso de los PPVFI, la escasez de estudios en nuestro rango de edad, dificulta el análisis de la evolución de las características clínicas y baropodométricas con el crecimiento. La caracterización clínica por grupos de edad, presenta un comportamiento similar al observado en los pies controles (*tabla 19*), con valores significativamente más elevados en las variables relacionadas con la pronación y un mayor porcentaje de huellas planas tipo IV en los grupos de menor edad, y

valores más bajos en las mediciones goniométricas y un mayor porcentaje de huellas excavadas en los niños de mayor edad, relacionables también con el proceso de desarrollo del pie.

Desde el punto de vista baropodométrico (*tabla 19*), los PPVFI de menor edad también se caracterizan por presentar valores de carga y contacto menores en el antepié, particularmente en la región medial, quizás debidos a la hipermovilidad del primer radio; en el retropié, más concretamente en la región lateral, posiblemente por la mayor pronación en el grupo de menor edad, y valores superiores en el mediopié. Al igual que ocurre en la muestra de pies controles, y posiblemente también por el desarrollo del ALI⁽⁴⁰⁾ y la transferencia de las cargas hacia áreas adyacentes^(7, 34) (comentado anteriormente), los grupos de mayor edad, presentan cargas y contactos más elevados en el retropié y el antepié, y menores en el mediopié (*tabla 19*). A nivel del antepié, la supinación observada a los 5 años en los pies controles parece retrasarse hasta los 6 años en los PPVFI, observándose incluso entre los 60 y 71 meses, una menor carga y contacto en los MTs laterales, y situándose ambos en los MTs centrales. El desplazamiento medial de la carga en el antepié ha sido observado en diferentes estudios de PPV^(206, 240, 257), describiéndose incluso no sólo una disminución de la carga en la región lateral, sino también en la región central^(206, 257), opuestamente a nuestros resultados. La diferente edad de las muestras estudiadas o a la diferente flexibilidad en las alteraciones, o una posible mayor inestabilidad del primer radio^(11, 76), podrían condicionar estas diferencias. A los 6 años de edad, parece producirse tanto el inicio de la supinación del antepié en los PPVFI, considerada característica de los

PPV⁽²⁵⁰⁾, como la disminución de la hipermovilidad del primer radio al igual que ocurre en los pies controles.

Cabe destacar en el análisis por edades, que pese a que en ambos grupos (tanto en los pies controles como en los PPVFI) se observa una evolución lineal de aumento o disminución en las variables de carga y contacto con la edad, la progresión sufre alteraciones en el grupo de edad entre los 60 y 71 meses en las dos cohortes, no pudiendo por tanto relacionarla con la alteración, y se recupera de nuevo en el grupo de edad entre 72 y 83 meses. Este hecho podría relacionarse al menos en parte, con los frecuentes retornos a patrones de movimiento más inmaduros producidos durante el crecimiento a pesar de la tendencia clara a la maduración en el control del movimiento, y que han sido descritos en la literatura en niños de menor edad, tras 5 meses de marcha independiente⁽⁵⁰⁾. Estas involuciones han sido relacionadas por diferentes investigadores con la ausencia de linealidad en el desarrollo, donde periodos de aprendizaje están marcados por bajos niveles de estabilidad dinámica que afectan también a patrones previamente aprendidos⁽⁵⁰⁾. Desde el punto de vista estructural, estos cambios podría deberse también al inicio de la maduración de los centros de osificación hasta adquirir la morfología definitiva de los huesos del adulto⁽²⁶⁴⁾. Otro posible factor influyente es el cambio en la medialización de la cabeza del astrágalo disminuyendo 40-50° en los niños pequeños hasta alrededor de los 30° observados en adultos⁽¹²⁾.

En cuanto a las variables temporales, tanto en la cohorte de pies controles como en la cohorte de PPVFI se produce un patrón de

progresión talón-dedos, con un contacto inicial con el retropié^(7, 34); observándose con mayor claridad la evolución hacia patrones más rápidos de transmisión de retropié al antepié^(34, 122) en el grupo control (*tabla 19 y 20*).

En el análisis de las variables temporales, la menor duración de la fase de apoyo, el inicio del apoyo más rápido en mediopié, y el menor tiempo de apoyo tanto en el antepié como en el retropié observados en los pies controles de los niños de menor edad, se traducen en pasos más rápidos, característicos en niños pequeños, y un patrón de marcha más inmaduro con rodillos menos definidos, que evoluciona hacia mayores porcentajes de tiempo de apoyo en antepié y retropié y un apoyo más tardío del mediopié en los grupos de mayor edad. Al igual que ocurre con las variables de carga, las variables temporales de los pies controles, parecen mostrar una supinación del antepié entre los 60 y 71 meses, y una disminución de la hipermovilidad del primer radio a los 6 años (*tabla 20*). En el caso de lo PPVFI, las variables temporales parecen mostrar igualmente el desarrollo de pasos más lentos y con fases más marcadas con el crecimiento (*tabla 19*).

La evolución con la edad del patrón de contacto inicial es diferente en las dos cohortes, produciéndose en los pies controles, una evolución del apoyo inicial con el retropié medial al apoyo inicial con el retropié lateral con la edad (*tabla 20*), mientras que en los PPVFI parece observarse el comportamiento contrario (*tabla 19*), con apoyo inicial con el retropié lateral en los niños de menor edad, y apoyo inicial con el retropié medial en el grupo de mayor edad. En este sentido, podríamos

pensar que con el crecimiento parece observarse en los pies controles una tendencia al apoyo desde la región lateral, mientras que en los PPVF, la eversión del retropié condiciona el apoyo de talón con la región medial⁽²⁰³⁾.

En cuanto al patrón de contacto del mediopié y el antepié, mientras que es igual entre los grupos de menor edad en las dos cohortes (*tablas 19 y 20*); entre los 60 y 83 meses de edad en los pies controles el pie sigue un patrón similar al observado en años anteriores (*tabla 20*), mientras en los PPVFI, entre los 60 y 71 meses (*tabla 19*) el pie inicia el apoyo de antepié con una marcada pronación, apoyando antes el primer MT que el quinto, y recuperando un patrón similar a los pies controles entre los 72 y 83 meses.

La disminución del tiempo de contacto del retropié y el mediopié, y el aumento en antepié con el crecimiento, ha sido relacionada en la literatura con el proceso de maduración del patrón de la marcha⁽¹²²⁾. Este patrón, no ha sido sin embargo observado en ninguna de las dos cohortes de nuestro estudio, con una disminución del porcentaje de tiempo de contacto en el mediopié, y un aumento en el retropié, aumentando también el tiempo de apoyo en el antepié en la cohorte de pies controles, y manteniéndose en los PPVFI. Aunque el tiempo de apoyo no aumenta en el antepié en los PPVFI con el crecimiento, esta variable es mayor en los PPVFI a todas las edades, lo que podría estar relacionado con el desplazamiento anterior de la carga consecuencia de una peor estabilidad^(7, 123).

El patrón maduro de contacto inicial con el retropié observado a todas las edades en nuestro trabajo, condiciona que el porcentaje de tiempo en el que se producen las máximas presiones en el retropié sea temprano, mientras que en las cabezas metatarsianas y en el hallux se produzca al final del apoyo, coincidiendo con el despegue (*tablas 19 y 20*)^(7, 122). Al igual que ha sido observado entre niños menores de 2 años, y niños entre 2 y 5 años⁽¹²²⁾, el porcentaje de tiempo en el que se producen las máximas presiones en ambas cohortes se retrasa ligeramente entre los 3 y los 6 años de edad, lo que podría deberse al mayor control del miembro inferior durante el apoyo inicial. El retraso en el porcentaje de tiempo de máxima presión en el mediopié de los niños con pies controles, ha sido observado en la literatura en niños desde el inicio de la marcha hasta los 5 años⁽¹²²⁾. Este retraso se observa también en los PPVFI, hasta los 5 años, adelantándose a los 6 años como ocurre con el inicio del apoyo, y podría deberse a la falta de estabilidad. Al igual que en la literatura⁽¹²²⁾, el porcentaje de tiempo de máxima presión en el antepié se atrasa en ambas cohortes, excepto en el quinto MT en los PPVFI que se adelanta, con un comportamiento similar al patrón de inicio, derivado quizá de una supinación más precoz. En cuanto a los más rápidos picos de presión en dedos, podrían relacionarse con una progresión del paso más dinámica⁽²⁾.

6.5.4. Clasificación funcional de los pies de la muestra total

Como se ha comentado anteriormente, la clasificación de los pies y la predicción de su comportamiento dinámico han estado

tradicionalmente basados en mediciones estructurales estáticas^(57, 232). Sin embargo, la prioritaria función dinámica del pie, hizo plantearnos la posibilidad de desarrollar un sistema de clasificación en esta condición^(111, 241) a través del análisis baropodométrico^(58, 119, 239).

El objetivo del análisis de conglomerados en nuestra investigación fue establecer una clasificación funcional de los pies de los niños entre 3 y 6 años de edad de nuestra muestra, basado en las mediciones baropodométricas obtenidas durante la marcha, al igual que ha sido establecido en un estudio en adultos durante la carrera⁽¹¹¹⁾. Pese a tratarse de estudios estadísticos similares, existen sin embargo importantes diferencias metodológicas con respecto al estudio mencionado, como la velocidad y la edad de la población, o la mayor cantidad de variables activas empleadas en el análisis de conglomerados de nuestra investigación, 79, frente a las 5 (porcentaje de impulso en la región del antepié) en los adultos⁽¹¹¹⁾.

A través del proceso de agregación descrito por el árbol jerárquico (*gráfico 34*), se identificaron 3, 5 o 7 patrones baropodométricos. Pese a que inicialmente fue empleada la opción de 5 patrones que permitía una adecuada diferenciación de los pies, el análisis de los 7 patrones, permitió discriminar los patrones 3 y 4, y los patrones 6 y 7, con características similares pero con particularidades diferenciales.

El análisis de conglomerados permitió distinguir por tanto 7 patrones dinámicos diferentes, que explican el 37% de la variabilidad de

todos los pies analizados. La obtención de patrones que permitan resumir el comportamiento de los pies de los niños es interesante pues la variabilidad interindividual es considerada una de las principales dificultades en el estudio de la marcha infantil con una estrategia de marcha propia para cada niño⁽⁵⁰⁾, que se homogeniza con el crecimiento⁽⁵⁴⁾.

Las características baropodométricas del patrón 1 (*tabla 21 y gráfico 35*), con cargas elevadas en el antepié y el retropié y menor contacto en el mediopié, parecen indicar la formación del ALI⁽⁴⁰⁾ y la presencia de un patrón de marcha maduro^(7, 34, 55, 123, 124). Estos resultados estarían apoyados además por la mayor proporción de huellas excavadas observada en este patrón, la caracterización antropométrica, con mayor edad, estatura y peso, y la menor proporción de pies de la cohorte control entre 36 y 47, contrastan sin embargo con la mayor proporción de PPVFI entre 72 y 83 meses.

Por otro lado, el apoyo rápido y de mayor duración en el antepié, con menor tiempo de contacto en el retropié y el mediopié, podría estar relacionado con la menor FD de tobillo con la rodilla tanto en flexión como en extensión, observada en este patrón, ambos relacionados con la maduración.

El hecho de que el mayor porcentaje de pies que componen este patrón pertenezcan a la cohorte de PPVFI entre 72 y 83 meses (25,85%), y que del total de los PPVFI entre 72 y 83 meses de edad, el 40% lo presenten, podría ser consecuencia del diferente comportamiento del

pie en estática y en dinámica⁽²⁰⁾, donde parte de los PPVFI en estática se comportan de manera fisiológica en dinámica, y siendo por tanto la PRCC un parámetro clínico inadecuado para la predicción de su función. Otra posible causa serían los estrechos criterios de normalidad de la PRCC en este rango de edad empleados en nuestra investigación y en la práctica clínica, considerándose PPV valores con todavía un comportamiento dinámico fisiológico. Hay que destacar además, que aunque no en proporción significativamente mayor, en este patrón, encontramos porcentajes elevados de pies controles entre 72 y 83 meses (12,9%, el 20% del total del grupo de controles entre 72 y 83 meses), y de PPVFI entre 48 y 59 meses de edad (22,6%, el 20% de los PPVFI entre 48 y 59 meses).

El patrón 1 contrasta con el patrón 2 (*tabla 21 y gráfico 35*), caracterizado por pasos rápidos con bajas presiones en prácticamente todas las regiones del pie, y un elevado porcentaje de contacto en el mediopié, lo que parece reflejar una posible ausencia de formación del ALI y presencia de grasa plantar^(7, 34), y un patrón de marcha^(43, 53) y baropodométrico más inmaduro^(7, 34, 55, 123, 124). Estos datos son corroborados por la tipología de las huellas, con mayor proporción de huellas planas tipo III, y por las características antropométricas de este patrón, con una menor edad, peso y estatura que la media de la muestra total, con una mayor proporción de pies de la cohorte control entre 36 y 47 meses de edad. Al igual que ocurría en el patrón 1, el mayor tiempo de apoyo en el antepié, y por tanto de impulsos en esta región con respecto a la muestra total pese a las bajas presiones, podría relacionarse con la menor FD de tobillo, y condicionar a su vez la

disminución del apoyo de talón observado en el examen estático en el podoscopio.

El patrón 2, parece reflejar una marcha inmadura, corroborado por el elevado porcentaje de pies controles entre 36 y 47 meses de edad (55,9% del total del patrón, el 24,4% de los pies controles entre 36 y 47 meses). Este patrón, aunque no en proporción significativa, es también observado entre los PPVFI entre 36 y 47 meses (14,7% del total del patrón, 25% de los PPVFI entre 36 y 47 meses), lo que parece reflejar un comportamiento dinámico similar entre parte de los PPVFI y de los pies controles de menor edad en dinámica.

El patrón 3 (*tabla 21 y gráfico 35*), parece presentar una preferencia por el apoyo y la carga en los MTs mediales, en los dedos y en la región lateral del retropié, y una disminución en los MTs laterales y en el mediopié. Esta distribución podría representar una patrón dinámico maduro con un contacto inicial con la región lateral del retropié⁽⁴²⁾, un despegue con un primer radio rígido, que recibe casi toda la carga durante la propulsión^(42, 109, 111, 261), y un ALI formado⁽⁴⁰⁾. Esta hipótesis, que contrasta con el hecho de que en este patrón se observe una mayor proporción de niños con torpeza, es apoyada por la mayor edad media de los pies de este patrón, con mayor proporción de pies de la cohorte control entre 72 y 83 meses (20% del total del patrón, y 25% del total de pies control entre 72 y 83 meses), y menor de pies de la cohorte control entre 36 y 47 meses. Contrariamente, la mayor proporción de PPVFI entre 48 y 59 meses (32% del total del patrón, 22,9% de los PPVFI entre 48 y 59 meses), parece mostrar al igual que en los

otros patrones un comportamiento diferente de los pies en estática y en dinámica, donde un porcentaje alto de pies con valgo de retropié en estático, presentan cargas elevadas en el retropié lateral. La elevada proporción de PPVFI condiciona además la caracterización clínica del patrón, con mayores valores de ángulo de pronación, y picos de pronación en las huellas estáticas.

Otro factor que como se ha comentado anteriormente se ha relacionado con el aumento de la carga en el primer MT es la mayor actividad de los gemelos durante la fase final del apoyo⁽¹¹⁹⁾, y podría explicar al menos en parte, la menor FD de tobillo y la disminución del apoyo de talón en el análisis de la huella del podoscopio observada en este patrón.

Aunque la influencia del sexo sobre la distribución baropodométrica^(3, 42, 123, 129) se encuentra discutida, las características de este patrón, con mayor proporción de niñas que de niños contrasta con los resultados de otras investigaciones donde observan mayores cargas en el hallux el sexo masculino tanto en niños como en adultos^(3, 123).

Al igual que ocurre en el patrón 3, el patrón 4 (*tabla 21 y gráfico 35*) presenta una mayor carga en la región medial del antepié, sin embargo se localiza especialmente en el segundo MT, con disminución en la región medial del retropié, y del contacto y la carga en el hallux, en los MTs laterales, y en el mediopié. Estas características parecen indicar una importante función del segundo MT en la propulsión⁽¹¹¹⁾, en relación con la limitación de movimiento de la articulación

tarsometatarsiana⁽¹¹¹⁾, y quizá con una hipermovilidad del primer radio^(11, 76, 121); a pesar de esta hipermovilidad, la carga sobre el primer MT podría estar aumentada como consecuencia del mayor ángulo de marcha observado en los pies de este patrón, aunque su efecto se considere mínimo cuando el ángulo es menor de 30°^(3, 240).

El mayor tiempo de apoyo en el retropié y el mediopié observado en este patrón podría estar relacionado con la mayor FD de tobillo y el mayor porcentaje de huellas con un adecuado apoyo de talón, y también con un patrón de paso maduro con rodillos más nítidos, que concuerda con la mayor edad media de este patrón.

La elevada proporción de PPVFI que componen este patrón (15,5% entre 48 y 59 meses y 14,1% entre 60 y 71 meses), y la gran cantidad de PPVFI que presentan este patrón en los diferentes grupos de edad (15% del total de 36 a 47 meses, 31,4% del total de 48 a 59 meses, 62,5% del total de 60 a 71 meses y 25% del total de 72 a 83 meses) hace plantearnos la posibilidad de que sea un patrón frecuente entre los PPVFI. Sin embargo hay que destacar que un porcentaje alto de los pies que lo presentan pertenecen a la cohorte control (21,1% entre 36 y 47 meses, y 16,9% entre 48 y 59 meses), siendo un patrón muy frecuente en los diferentes grupos de edad de la misma (19,2% del total de 36 a 47 meses, 30,8% del total de 48 a 59 meses, 37,5% del total de 60 a 71 meses y 30% del total de 72 a 83 meses). Estos datos parecen indicar que la hipermovilidad del primer radio es una característica relativamente frecuente entre los pies de los niños de 3 a 6 años independientemente de su clasificación. Un dato importante aunque

no estadísticamente significativo, es que se trata del patrón con la mayor proporción de pies con sintomatología dolorosa (31%), lo que podría ser debido a dicha hipermovilidad.

El patrón 5 (*tabla 21 y gráfico 35*), resulta en muchos aspectos el patrón más alejado de la media (*gráficos 35 y 37*), lo que junto con la menor cantidad de pies del mismo y los mayores impulsos, contactos y tiempos de apoyo en el mediopié y menores en el antepié y retropié, nos hizo sospechar de la posible patología del mismo⁽¹¹⁸⁾. Estas características baropodométricas sin embargo, podrían ser consecuencia (al igual que en el patrón 2) de la ausencia de formación del ALI y presencia de grasa plantar y un patrón de marcha^(43, 53) y baropodométrico más inmaduro^(7, 34, 55, 123, 124), lo que concuerda con las características clínicas y antropométricas y la menor edad observadas en este patrón. La diferencia principal con respecto a los pies del patrón 2 en este sentido es que, mientras que en el patrón 2 los impulsos eran elevados en el antepié, en el patrón 5 están en el mediopié, lo que podría indicar dos tipologías de pie infantil diferentes, y estar relacionado con la mayor FD de tobillo observada en este patrón en oposición a la menor del patrón 2. Cabe destacar además, que ninguno de los niños de este patrón gateó, cuestión considerado positivo para el desarrollo sensorio-motor⁽²²³⁾, empleando todos el culeo como forma de desplazamiento, sin observar otras diferencias con respecto al resto de los pies.

El aumento de las cargas y los contactos en la región medial del retropié y en el mediopié de los patrones 6 y 7, hizo plantearnos la

posibilidad de que se tratara de dos patrones baropodométricos de PPVFI con diferente comportamiento en el antepié. El patrón 6 (*tabla 21 y gráfico 35*) presenta mayores cargas y contactos en todos los dedos, lo que podría indicar una hipermovilidad del primer radio priorizando el apoyo del hallux^(11, 76, 121), y una función más activa de los dedos en relación con la ya comentada contracción más temprana y vigorosa de los flexores para estabilizar el antepié hipermóvil antes del despegue, consecuencia de una pronación mantenida en la fase de apoyo de la marcha⁽¹⁰⁹⁾. Los resultados baropodométricos, aunque en relación con la mayor proporción de huellas planas tipo III, contrastan sin embargo con los menores valores de ND. Este hecho puede ser debido a la menor edad media de este patrón, relacionada también con la menor duración del paso observada en estos pies, y la mayor FD de tobillo.

El patrón 7 sin embargo (*tabla 21 y gráfico 35*), presenta mayores cargas, contactos y tiempos de apoyo en la región lateral del antepié, con menores valores de estas variables en la región medial, cuestiones relacionadas con una supinación del antepié. Las características baropodométricas contrastan sin embargo con los menores valores de pronación y picos de pronación observados en los pies de este patrón, que podría apoyar los resultados de otros investigadores, que consideran los parámetros estáticos, indicadores inválidos del movimiento dinámico del retropié⁽⁵⁷⁾, y de la deformación del ALL durante la marcha⁽²⁰⁾.

Pese a que baropométricamente ambos patrones presentan un comportamiento compatible con un PPVFI, el análisis de los pies

pertenecientes a dicho patrón reveló un predominio de pies de la cohorte control y en los PPVFI de menor edad, no observándose dicho patrón en los PPVFI de mayor edad, por lo que no parece ser característico en estos pies. La gran proporción de niños pequeños del patrón 6, siendo más de la mitad de los pies del patrón controles entre 36 y 47 meses (33,3% del total de pies controles entre 36 y 47 meses), y un 8,7%, PPVFI de la misma edad (20% del total de los PPVFI entre 36 y 47 meses) parece indicar que se trata de un patrón baropodométrico infantil, al igual que los patrones 2 y 5. El 10,9% de los pies del patrón, pertenecientes a la cohorte control de mayor edad (25% del total de los pies controles entre 72 y 83 meses), podría indicar que parte de los niños con esa edad siguen manteniendo una marcha inmadura. El patrón 7, también parece relacionarse con una marcha inmadura, con un 71,5% de pies pertenecientes a la cohorte control entre 36 y 71 meses, no observándose en los niños más mayores de la misma, y con importancia en cuanto a su proporción sólo en el grupo más pequeño de PPVFI, constituyendo un 14,3% del total de los pies del patrón (30% del total de PPVFI entre 36 y 47 meses). Por tanto, pese a que tanto el patrón 6 como el 7, podrían ser considerados patrones baropodométricos inmaduros junto al patrón 2 y el 5, las mayores cargas y contactos observados en la región medial del retropié de los primeros, en oposición a los segundos, y en relación con la mayor FD de tobillo establecerían la existencia de un adecuado contacto inicial con el retropié.

De este modo de operar, y a la vista de todos estos aspectos, podemos elevar a la categoría de conclusiones las que se enuncian a continuación

CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

1. En la valoración clínica, los pies de nuestra muestra clasificados como pies planos valgus flexibles infantiles presentaron una disminución de la flexión dorsal de tobillo en los niños de menor edad, y mayores valores de pronación, objetivados por los superiores valores de navicular drop y de ángulo de pronación tanto en la muestra total como por grupos de edad.

2. La ausencia de diferencias entre las cohortes de nuestro estudio (control y pies planos valgus flexibles infantiles) en la clasificación de los pies a través de las huellas plantares demuestra que el aplanamiento de la huella plantar en estática entre 3 y 6 años no ha sido indicativo de alteración. Los pies planos valgus flexibles infantiles presentaron una disminución del apoyo de talón en el análisis de la huella plantar tanto en la muestra total como por edades entre los 48 y los 83 meses.

3. En la muestra estudiada, en niños entre 3 y 6 años de edad, se observa una disminución de la posición relajada del calcáneo en carga con el crecimiento en las dos cohortes (control y pies planos valgus flexibles infantiles), aunque existe una progresión más rápida en la cohorte control.

4. Las variables baropodométricas evolucionan con el crecimiento y el aumento de peso entre los 3 y los 6 años de edad en la muestra

total estudiada, observándose un aumento de la carga, los porcentajes de contactos y de tiempo de apoyo en antepié y retropié, y una disminución en mediopié. La disminución de la movilidad en la flexión dorsal de tobillo está relacionada con estas mismas variables aunque en nuestros resultados no parece existir traslación de la flexión dorsal de tobillo a la articulación subastragalina y a las articulaciones mediotarsianas.

5. El aumento de la posición relajada del calcáneo en carga condiciona en los pies de los niños entre 3 y 6 años de edad de la muestra total un aumento de las cargas y contactos en los metatarsianos centrales y en la región medial del retropié, una mayor duración del apoyo en dedos y menor del retropié con disminución asociada del porcentaje de impulso en dicha región. Sin embargo, en la región del mediopié, la posición relajada del calcáneo en carga no permite predecir el comportamiento baropodométrico del pie en dinámica.

6. Las variables baropodométricas en los pies planos valgos flexibles infantiles de nuestra muestra entre 3 y 6 años de edad, son superiores en general en antepié y retropié, e inferiores en mediopié. Esta distribución se mantiene en el estudio de las mismas por grupos de edad, con cambios en el antepié que se asocian a una mayor pronación del mismo a los 5 años, y a una supinación a los 6. De acuerdo con nuestros resultados, son necesarios más estudios baropodométricos en niños con pies planos valgos flexibles infantiles

a partir de los 6 años, pues podría ser una edad crítica en la diferenciación entre tipos de pies.

7. En la caracterización de las cohortes control y PPVFI, el estudio por edades muestra en la exploración clínica una evolución hacia la disminución del valgo de retropié y el desarrollo del ALI. Los resultados baropodométricos revelan valores superiores de las variables en el antepié y el retropié e inferiores en el mediopié en ambas cohortes con el aumento de la edad.

8. En la caracterización de las cohortes control y PPVFI, el estudio por edades muestra un comportamiento específico en el antepié dependiente de la edad, y diferente en ambas cohortes. La cohorte control presenta una distribución central durante los primeros años, supinada a los 5 años, y pronada a los 6, mientras que en los PPVFI, una distribución relacionada con la pronación a los 5 años y con la supinación a los 6.

9. Los resultados del análisis de conglomerados muestran patrones baropodométricos dinámicos independientes de la clasificación clínica del pie. La PRCC no condiciona el comportamiento baropodométrico dinámico del pie en los niños entre 3 y 6 años de edad de nuestro estudio. El diferente comportamiento del pie en estática y en dinámica podría indicar por tanto, la necesidad de un análisis dinámico en niños entre 3 y 6 años tanto para el diagnóstico como para la indicación y seguimiento del tratamiento.

BIBLIOGRAFÍA

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Bosch K, Rosenbaum D. Gait symmetry improves in childhood--a 4-year follow-up of foot loading data. *Gait Posture*. 2010 Oct;32(4):464-8.
2. Hallemans A, De Clercq D, Van Dongen S, Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture*. 2006 Feb;23(2):142-8.
3. Hutton WC, Dhanendran M. A study of the distribution of load under the normal foot during walking. *Int Orthop*. 1979;3(2):153-7.
4. Wright DG, Desai SM, Henderson WH. Action of the Subtalar and Ankle-Joint Complex during the Stance Phase of Walking. *J Bone Joint Surg Am*. 1964 Mar;46:361-82.
5. Pasparakis DD, N. Principles, basic concepts, terminology. 3-dimensional clinical gait analysis. *EEXOT*. 2009;60(4):183-94.
6. Moreno de la Fuente JL, editor. Evolución de los miembros inferiores. En: *Podología general y biomcánica*. 2ª ed. Barcelona: Masson; 2009. p. 121-39.
7. Hallemans A, D'Aout K, Clercq D, Aerts P. Pressure distribution patterns under the feet of new walkers: the first two months of independent walking. *Foot Ankle*. 2003;24(5):444-53.
8. Shiang TY, Lee SH, Lee SJ, Chu WC. Evaluating different footprint parameters as a predictor of arch height. *IEEE Eng Med Biol Mag*. 1998 Nov-Dec;17(6):62-6.
9. McCrory JL, Young MJ, Boulton AJM, Cavanagh PR Arch Index as a predictor of arch height. *Foot*. 1997;7:79-81.
10. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech*. 1987;20(5):547-51.
11. Root ML, Orien WP, Weed JH. Normal and abnormal function of the foot. Los Ángeles: Clinical Biomechanics Corp; 1977.
12. Neumann DA, editor. El tobillo y el pie. En: *Fundamentos de rehabilitación física Cinesiología del sistema músculoesquelético*. Badalona: Paidotribo; 2007. p. 485-531
13. Turriago CA. Marcha normal y trastornos de la marcha. En: Roselli P, Duplat JL, Uribe IC, Turriago CA, editor. *Ortopedia infantil*. Bogotá: Médica Panamericana; 2005. p. 57-67.

14. Nurse MA, Nigg BM. The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001 Nov;16(9):719-27.
15. Oatis CA. *Kinesiology : the mechanics and pathomechanics of human movement*. Oatis CA, editor. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010.
16. Basmajian JV, Stecko G. The role of the muscles in arch support of the foot: an electromyographic study. *J Bone Joint Surg*. 1963;45A(6):1184-90.
17. Thordarson DB, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch. A biomechanical evaluation. *Clin Orthop Relat Res*. 1995 Jul(316):165-72.
18. Harris RI, Beath T. Hypermobile flat-foot with short tendo achillis. *J Bone Joint Surg Am*. 1948 Jan;30A(1):116-40.
19. Gray EG, Basmajian JV. Electromyography and cinematography of leg and foot ("normal" and flat) during walking. *Anat Rec*. 1968 May;161(1):1-15.
20. Bencke J, Christiansen D, Jensen K, Okholm A, Sonne-Holm S, Bandholm T. Measuring medial longitudinal arch deformation during gait. A reliability study. *Gait Posture*. 2012 Mar;35(3):400-4.
21. Houck JR, Neville CG, Tome J, Flemister AS. Ankle and foot kinematics associated with stage II PTTD during stance. *Foot Ankle Int*. 2009 Jun;30(6):530-9.
22. Mosca VS. Flexible flatfoot in children and adolescents. *J Child Orthop*. 2010 Apr;4(2):107-21.
23. Tiberio RL. Pathomechanics of structural foot deformities. *Phys Ther*. 1988;68(12):1840-9.
24. Khamis S, Yizhar Z. Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait Posture*. 2007 Jan;25(1):127-34.
25. Perry J. *Gait analysis : normal and pathological function*. Perry J, editor. New York: McGraw-Hill; 1992.
26. Greisberg J, Sperber L, Prince DE. Mobility of the first ray in various foot disorders. *Foot Ankle Int*. 2012 Jan;33(1):44-9.
27. Rockar PA, Jr. The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995 Jun;21(6):361-72.
28. Bellchamber TL, van den Bogert AJ. Contributions of proximal and distal moments to axial tibial rotation during walking and running. *J Biomech*. 2000 Nov;33(11):1397-403.

29. Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1987;9(4):160-5.
30. Chuter VH, Janse de Jonge XA. Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait Posture.* 2012 May;36(1):7-15.
31. Pinto RZ, Souza TR, Trede RG, Kirkwood RN, Figueiredo EM, Fonseca ST. Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Man Ther.* 2008 Dec;13(6):513-9.
32. Saunders SW, Rath D, Hodges PW. Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait Posture.* 2004 Dec;20(3):280-90.
33. Bosch K, Gerss J, Rosenbaum D. Development of healthy children's feet--nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. *Gait Posture.* 2010 Oct;32(4):564-71.
34. Bertsch C, Unger H, Winkelmann W, Rosenbaum D. Evaluation of early walking patterns from plantar pressure distribution measurements. First year results of 42 children. *Gait Posture.* 2004 Jun;19(3):235-42.
35. Staheli L, Chew D, Corbett M. The longitudinal arch. A survey of eight hundred and eighty-two feet in normal children and adults. *J Bone Joint Surg Am.* 1987;69(3):426-8.
36. Stavlas P, Grivas TB, Michas C, Vasiliadis E, Polyzois V. The evolution of foot morphology in children between 6 and 17 years of age: a cross-sectional study based on footprints in a Mediterranean population. *J Foot Ankle Surg.* 2005 Nov-Dec;44(6):424-8.
37. Sánchez E, Sobradillo B, Hernández M, Rincon J. Standards of skeletal maturity of the ankle and foot in the first two years of life in Spanish children. In: Borms J, Hauspie R, Sand A, Susane C, Hebbelinck M, editors. *Human growth and development.* New York: Plenum Press; 1984.
38. Harris EJ. The natural history and pathophysiology of flexible flatfoot. *Clin Podiatr Med Surg.* 2010 Jan;27(1):1-23.
39. Jacobs B. Toe walking, flat feet and bow lwgs, in-toeing and out-toeing. *Paediatr Child Health.* 2010;20(5):221-4.
40. Hennig EM, Rosenbaum D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot Ankle.* 1991 Apr;11(5):306-11.
41. Van Boerum DH, Sangeorzan BJ. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot Ankle Clin.* 2003 Sep;8(3):419-30.

42. Hennig EM, Staats A, Rosenbaum D. Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot Ankle Int.* 1994 Jan;15(1):35-40.
43. Hallemans A, De Clercq D, Aerts P. Changes in 3D joint dynamics during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait Posture.* 2006 Nov;24(3):270-9.
44. Sutherland D, Olsen R, Cooper L, Woo S. The development of mature gait. *J Bone Joint Surg.* 1980;62A:336-53.
45. Volpon JB. Footprint analysis during the growth period. *J Pediatr Orthop.* 1994 Jan-Feb;14(1):83-5.
46. Unger H, Rosenbaum D. Gender-specific differences of the foot during the first year of walking. *Foot Ankle Int.* 2004 Aug;25(8):582-7.
47. Garcia-Rodriguez A, Martin-Jimenez F, Carnero-Varo M, Gomez-Gracia E, Gomez-Aracena J, Fernandez-Crehuet J. Flexible flat feet in children: a real problem? *Pediatrics.* 1999 Jun;103(6):e84.
48. Gilmour JC, Burns Y. The measurement of the medial longitudinal arch in children. *Foot Ankle Int.* 2001 Jun;22(6):493-8.
49. Stewart SF. Human gait and the human foot: an ethnological study of flatfoot. I. *Clin Orthop Relat Res.* 1970 May-Jun;70:111-23.
50. Hallemans A, Dhanis L, De Clercq D, Aerts P. Changes in mechanical control of movement during the first 5 months of independent walking: a longitudinal study. *J Mot Behav.* 2007 May;39(3):227-38.
51. Collado-Vázquez S. Desarrollo de la marcha. *Biociencias Revista de la facultad de Ciencias de la Salud.* 2005;3:1-13.
52. Sánchez-Lacuesta JJ, Prat-Pastor JM, Hoyos-Fuentes JV, Viosca-Herrero E, Soler-García C, Comín-Clavijo M. *Biomecánica de la marcha normal y patológica.* Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1993.
53. Hallemans A, De Clercq D, Otten B, Aerts P. 3D joint dynamics of walking in toddlers A cross-sectional study spanning the first rapid development phase of walking. *Gait Posture.* 2005 Oct;22(2):107-18.
54. Sutherland D. The development of mature gait. *Gait Posture.* 1997;6(3):163-70.
55. Damiano DL, Abel MF, Fontaine J, Juhl G, Carmines D. Age related changes in plantar pressure during gait in normally developing children. *Gait Posture.* 1998;7(2):175-6.
56. Ferciot CF. The etiology of developmental flatfoot. *Clin Orthop Relat Res.* 1972;85:7-10.

57. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture*. 2002 Jun;15(3):282-91.
58. Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJ, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech*. 1997 Mar;30(3):243-50.
59. Evans AM, Rome K. A Cochrane review of the evidence for non-surgical interventions for flexible pediatric flat feet. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2011 Mar;47(1):69-89.
60. Staheli LT. Evaluation of planovalgus foot deformities with special reference to the natural history. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1987 Jan;77(1):2-6.
61. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006 Jan;21(1):89-98.
62. Rose GK, Welton EA, Marshall T. The diagnosis of flat foot in the child. *J Bone Joint Surg Br*. 1985 Jan;67(1):71-8.
63. Hawes MR, Nachbauer W, Sovak D, Nigg BM. Footprint parameters as a measure of arch height. *Foot Ankle*. 1992 Jan;13(1):22-6.
64. Dahle LK, Mueller MJ, Delitto A, Diamond JE. Visual assessment of foot type and relationship of foot type to lower extremity injury. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1991;14(2):70-4.
65. Morrison SC, Ferrari J. Inter-rater reliability of the Foot Posture Index (FPI-6) in the assessment of the paediatric foot. *J Foot Ankle Res*. 2009;2:26.
66. Cornwall MW, McPoil TG, Lebec M, Vicenzino B, Wilson J. Reliability of the modified Foot Posture Index. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2008 Jan-Feb;98(1):7-13.
67. Evans AM, Nicholson H, Zakarias N. The paediatric flat foot proforma (p-FFP): improved and abridged following a reproducibility study. *J Foot Ankle Res*. 2009;2:25.
68. Harris EJ, Vanore JV, Thomas JL, Kravitz SR, Mendelson SA, Mendicino RW, et al. Diagnosis and treatment of pediatric flatfoot. *J Foot Ankle Surg*. 2004 Nov-Dec;43(6):341-73.
69. Rome K, Ashford RL, Evans A. Non-surgical interventions for paediatric pes planus. *Cochrane Database Syst Rev*. 2010(7):CD006311 doi: 10.1002/14651858.
70. Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2003 May-Jun;93(3):203-13.

71. López-Rodríguez A. Estudio fotogramétrico de la imagen plantar. Aportaciones de la podoscopia digital (Tesis doctoral). Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2005.
72. Chen KC, Yeh CJ, Kuo JF, Hsieh CL, Yang SF, Wang CH. Footprint analysis of flatfoot in preschool-aged children. *Eur J Pediatr*. 2011 May;170(5):611-7.
73. Norkin CC, White DJ. Goniometría. Evaluación de la movilidad articular. 3ª ed. Madrid: Marbán; 2006.
74. Halabchi F, Mazaheri R, Mirshahi M, Abbasian L. Pediatric flexible flatfoot; clinical aspects and algorithmic approach. *Iran J Pediatr*. 2013 Jun;23(3):247-60.
75. Wenger DR, Mauldin D, Speck G, Morgan D, Lieber RL. Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *J Bone Joint Surg Am*. 1989 Jul;71(6):800-10.
76. Ledoux WR, Hillstrom HJ. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait Posture*. 2002 Feb;15(1):1-9.
77. Sobel E, Levitz SJ, Caselli MA, Tran M, Lepore F, Lilja E, et al. Reevaluation of the relaxed calcaneal stance position. Reliability and normal values in children and adults. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1999 May;89(5):258-64.
78. Valmassy RL. Biomechanical evaluation of the child. *Clin Podiatry*. 1984 Dec;1(3):563-79.
79. McPoil TG, Cornwall MW. Relationship between three static angles of the rearfoot and the pattern of rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996 Jun;23(6):370-5.
80. Root ML, Orien WP, Weed JH. Biomechanical examination of the foot. Los Ángeles: Clinical Biomechanics Corp; 1971.
81. McPoil TG, Cornwall MW, Medoff L, Vicenzino B, Forsberg K, Hiltz D. Arch height change during sit-to-stand: an alternative for the navicular drop test. *J Foot Ankle Res*. 2008;1(1):3.
82. LeLievre J. Current concepts and correction in the valgus foot. *Clin Orthop Relat Res*. 1970 May-Jun;70:43-55.
83. Kanatli U, Gozil R, Besli K, Yetkin H, Bolukbasi S. The relationship between the hindfoot angle and the medial longitudinal arch of the foot. *Foot Ankle Int*. 2006 Aug;27(8):623-7.
84. Jonson S, Gross M. Intraexaminer reliability, interexaminer reliability, and mean values for nine lower extremity skeletal measures in healthy naval midshipmen. *J Orthop Sport Phys Ther*. 1997;25:253-63.
85. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics*. 2006 Aug;118(2):634-9.

86. Sobel E, Levitz S, Caselli M, Brentnall Z, Tran MQ. Natural history of the rearfoot angle: preliminary values in 150 children. *Foot Ankle Int.* 1999 Feb;20(2):119-25.
87. Williams DS, McClay IS. Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Phys Ther.* 2000 Sep;80(9):864-71.
88. Brody DM. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 1982 Jul;13(3):541-58.
89. Mueller MJ, Host JV, Norton BJ. Navicular drop as a composite measure of excessive pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1993 Apr;83(4):198-202.
90. Menz HB. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1998 Mar;88(3):119-29.
91. Allen MK, Glasoe WM. Metrecom measurement of navicular drop in subjects with anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train.* 2000 Oct;35(4):403-6.
92. Chang JS, Kwon YH, Kim CS, Ahn SH, Park SH. Differences of ground reaction forces and kinematics of lower extremity according to landing height between flat and normal feet. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2012;25(1):21-6.
93. Elveru RA, Rothstein JM, Lamb RL. Goniometric reliability in a clinical setting. Subtalar and ankle joint measurements. *Phys Ther.* 1988 May;68(5):672-7.
94. Calvo-Guisado M, Díaz-Borrego P, Velasco JG-Gd, Fernández-Torrice J, Conejero-Casares J. Tres técnicas de medición de la flexión dorsal del tobillo: fiabilidad inter e intraobservador. *Rehabilitacion (Madr).* 2007;51(5):200-6.
95. Policy J, Torburn L, Rinsky L, Rose J. Electromyographic test to differentiate mild diplegic cerebral palsy and idiopathic toe-walking. *J Pediatr Orthop.* 2001;21:784-9.
96. Gajdosik R. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech.* 2001;16:87-101.
97. Bordelon RL. Correction of hypermobile flatfoot in children by molded insert. *Foot Ankle.* 1980 Nov;1(3):143-50.
98. Coll MD, Pasarin A. Estudio baropodométrico de los valores de normalidad en la marcha del niño. *MAPFRE Med.* 1994;5(1):19-23.
99. Rosenbaum D, Becker HP. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and ankle surgery.* 1997;3(1):1-14.

100. Hughes J. The clinical use of pedobarography. *Acta Orthop Belg.* 1993;59(1):10-6.
101. Orlin MN, McPoil TG. Plantar pressure assessment. *Phys Ther.* 2000 Apr;80(4):399-409.
102. Filippin NT, Barbosa VLP, Sacco ICN, Lobo Da Costa PH. Effects of obesity on plantar pressure distribution in children. *Rev Bras Fisioter.* 2007;11(6):495-501.
103. Collado-Vázquez S. Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga (Tesis doctoral). Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2002.
104. Muñoz-Lasa S. Valoración de la modificación de la marcha mediante plataformas dinamométricas en pacientes con esclerosis múltiple y tras un tratamiento de hipoterapia (Tesis doctoral). Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2004.
105. Perttunen J. Foot loading in normal and pathological walking (Tesis doctoral). Jyväskylä: University of Jyväskylä; 2002.
106. Gómez-Muñoz F. Análisis de la marcha con plataformas de fuerza con artroplastia de rodilla. Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2004.
107. Gurney JK, Kersting UG, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait Posture.* 2008 May;27(4):706-9.
108. Song J, Hillstrom HJ, Secord D, Levitt J. Foot type biomechanics. comparison of planus and rectus foot types. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1996 Jan;86(1):16-23.
109. Sánchez-Rodríguez R, Martínez-Nova A, Escamilla-Martínez E, Pedrera-Zamorano JD. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait Posture.* 2012;36(3):591-5.
110. De Cock A, De Clercq D, Willems T, Witvrouw E. Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults. *Gait Posture.* 2005 Jun;21(4):432-9.
111. De Cock A, Willems T, Witvrouw E, Vanrenterghem J, De Clercq D. A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging. *Gait Posture.* 2006 Apr;23(3):339-47.
112. Cousins SD, Morrison SC, Drechsler WI. The reliability of plantar pressure assessment during barefoot level walking in children aged 7-11 years. *J Foot Ankle Res.* 2012;5(1):8.
113. Davitt JS, MacWilliams BA, Armstrong PF. Plantar pressure and radiographic changes after distal calcaneal lengthening in children and adolescents. *J Pediatr Orthop.* 2001 Jan-Feb;21(1):70-5.

114. HSSERT MJ, Vyas M, Leach J, Hu K, Lipsitz LA, Novak V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatr*. 2005;5:8 doi:10.1186/1757-1146-5-8.
115. Mueller MJ. Application of plantar pressure assessment in footwear and insert design. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1999 Dec;29(12):747-55.
116. Martínez-Nova A, Sánchez-Rodríguez R, Cuevas-García JC, Sánchez-Barrado E. Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación*. 2007;41(4):155-60.
117. Tareco JM, Miller NH, MacWilliams BA, Michelson JD. Defining flatfoot. *Foot Ankle Int*. 1999 Jul;20(7):456-60.
118. Rai DV, Aggarwal LM. The Study of Plantar Pressure Distribution in Normal and Pathological Foot. *Pol J Med Phys Eng*. 2006;12(1):25-34.
119. Morag E, Cavanagh PR. Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *J Biomech*. 1999 Apr;32(4):359-70.
120. Aharonson Z, Arcan M, Steinback TV. Foot-ground pressure pattern of flexible flatfoot in children, with and without correction of calcaneovalgus. *Clin Orthop Relat Res*. 1992 May(278):177-82.
121. Hillstrom HJ, Song J, Kraszewski AP, Hafer JF, Mootanah R, Dufour AB, et al. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. *Gait Posture*. 2013 Mar;37(3):445-51.
122. Alvarez C, De Vera M, Chhina H, Black A. Normative data for the dynamic pedobarographic profiles of children. *Gait Posture*. 2008 Aug;28(2):309-15.
123. Bosch K, Gerss J, Rosenbaum D. Preliminary normative values for foot loading parameters of the developing child. *Gait Posture*. 2007;26:238-47.
124. Lampe R, Mitternacht J, Gerdsmeyer L, Gradinger R. (Plantar pressure measurement in children and youths during sports activities). *Klin Padiatr*. 2005 Mar-Apr;217(2):70-5.
125. Mootanah R, Song J, Lenhoff MW, Hafer JF, Backus SI, Gagnon D, et al. Foot Type Biomechanics Part 2: are structure and anthropometrics related to function? *Gait Posture*. 2013 Mar;37(3):452-6.
126. Phethean J, Nester C. The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: results of a cross-sectional study of healthy children's feet. *Gait Posture*. 2012 Jun;36(2):287-90.
127. Hills AP, Hennig EM, McDonald M, Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *Int J Obes Relat Metab Disord*. 2001 Nov;25(11):1674-9.

128. Yan SH, Zhang K, Tan GQ, Yang J, Liu ZC. Effects of obesity on dynamic plantar pressure distribution in Chinese prepubescent children during walking. *Gait Posture*. 2013 Jan;37(1):37-42.
129. Queen RM, Mall NA, Nunley JA, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait Posture*. 2009 Jun;29(4):582-6.
130. Wearing SC, Urry S, Smeathers JE, Battistutta D. A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures. *Gait Posture*. 1999 Dec;10(3):255-63.
131. Burnfield JM, Few CD, Mohamed OS, Perry J. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004 Jan;19(1):78-84.
132. Chuckpaiwong B, Nunley JA, Mall NA, Queen RM. The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait Posture*. 2008 Oct;28(3):405-11.
133. Sullivan JA. Pediatric flatfoot: evaluation and management. *J Am Acad Orthop Surg*. 1999 Jan;7(1):44-53.
134. Atamturk D. (Relationship of flatfoot and high arch with main anthropometric variables). *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2009 May-Jul;43(3):254-9.
135. Cilli F, Pehlivan O, Keklikci K, Mahirogullari M, Kuskucu M. Prevalence of flatfoot in Turkish male adolescents. *Eklemler Hastalik Cerrahisi*. 2009;20(2):90-2.
136. Evans AM. The flat-footed child -- to treat or not to treat: what is the clinician to do? *J Am Podiatr Med Assoc*. 2008 Sep-Oct;98(5):386-93.
137. Blitz NM, Stabile RJ, Giorgini RJ, DiDomenico LA. Flexible pediatric and adolescent pes planovalgus: conservative and surgical treatment options. *Clin Podiatr Med Surg*. 2010 Jan;27(1):59-77.
138. Benedetti MG, Ceccarelli F, Berti L, Luciani D, Catani F, Boschi M, et al. Diagnosis of flexible flatfoot in children: a systematic clinical approach. *Orthopedics*. 2011 Feb;34(2):94 doi: 10.3928/01477447-20101221-04.
139. Barry RJ, Scranton PE, Jr. Flat feet in children. *Clin Orthop Relat Res*. 1983 Dec(181):68-75.
140. Rodriguez N, Volpe RG. Clinical diagnosis and assessment of the pediatric pes planovalgus deformity. *Clin Podiatr Med Surg*. 2010 Jan;27(1):43-58.
141. Connors JF, Wernick E, Lowy LJ, Falcone J, Volpe RG. Guidelines for evaluation and management of five common podopediatric conditions. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1998 May;88(5):206-22.

142. Smith MA. Flat feet in children. *BMJ*. 1990 Oct 27;301(6758):942-3.
143. Bourdet C, Seringe R, Adamsbaum C, Glorion C, Wicart P. Flatfoot in children and adolescents. Analysis of imaging findings and therapeutic implications. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2013 Feb;99(1):80-7.
144. Lin CJ, Lai KA, Kuan TS, Chou YL. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *J Pediatr Orthop*. 2001 May-Jun;21(3):378-82.
145. Núñez-Samper M, Llanos-Alcázar LF. Análisis funcional y estadístico de los sistemas estáticos de la bóveda plantar. *Podoscopio*. 1985;11:218-21.
146. El O, Akcali O, Kosay C, Kaner B, Arslan Y, Sagol E, et al. Flexible flatfoot and related factors in primary school children: a report of a screening study. *Rheumatol Int*. 2006 Sep;26(11):1050-3.
147. Levy JC, Mizel MS, Wilson LS, Fox W, McHale K, Taylor DC, et al. Incidence of foot and ankle injuries in West Point cadets with pes planus compared to the general cadet population. *Foot Ankle Int*. 2006 Dec;27(12):1060-4.
148. Sachithanandam V, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 1846 skeletally mature persons. *J Bone Joint Surg Br*. 1995 Mar;77(2):254-7.
149. Rao UB, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot. A survey of 2300 children. *J Bone Joint Surg Br*. 1992 Jul;74(4):525-7.
150. Echarri JJ, Forriol F. The development in footprint morphology in 1851 Congolese children from urban and rural areas, and the relationship between this and wearing shoes. *J Pediatr Orthop B*. 2003 Mar;12(2):141-6.
151. Chen KC, Yeh CJ, Tung LC, Yang JF, Yang SF, Wang CH. Relevant factors influencing flatfoot in preschool-aged children. *Eur J Pediatr*. 2011 Jul;170(7):931-6.
152. Chang JH, Wang SH, Kuo CL, Shen HC, Hong YW, Lin LC. Prevalence of flexible flatfoot in Taiwanese school-aged children in relation to obesity, gender, and age. *Eur J Pediatr*. 2010 Apr;169(4):447-52.
153. Chen KC, Tung LC, Yeh CJ, Yang JF, Kuo JF, Wang CH. Change in flatfoot of preschool-aged children: a 1-year follow-up study. *Eur J Pediatr*. 2013 Feb;172(2):255-60.
154. Villarroya MA, Esquivel JM, Tomas C, Moreno LA, Buenafe A, Bueno G. Assessment of the medial longitudinal arch in children and

adolescents with obesity: footprints and radiographic study. *Eur J Pediatr*. 2009 May;168(5):559-67.

155. Igbigbi PS, Msamati BC, Shariff MB. Arch index as a predictor of pes planus: a comparative study of indigenous Kenyans and Tanzanians. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2005 May-Jun;95(3):273-6.

156. Abdel-Fattah MM, Hassanin MM, Felembane FA, Nassaane MT. Flat foot among Saudi Arabian army recruits: prevalence and risk factors. *East Mediterr Health J*. 2006 Jan-Mar;12(1-2):211-7.

157. Mickle KJ, Steele JR, Munro BJ. The feet of overweight and obese young children: are they flat or fat? *Obesity (Silver Spring)*. 2006 Nov;14(11):1949-53.

158. Igbigbi PS, Msamati BC. The footprint ratio as a predictor of pes planus: a study of indigenous Malawians. *J Foot Ankle Surg*. 2002 Nov-Dec;41(6):394-7.

159. Napolitano C, Walsh S, Mahoney L, McCrea J. Risk factors that may adversely modify the natural history of the pediatric pronated foot. *Clin Podiatr Med Surg*. 2000 Jul;17(3):397-417.

160. Gurney JK, Kuch C, Rosenbaum D, Kersting UG. The Maori foot exhibits differences in plantar loading and midfoot morphology to the Caucasian foot. *Gait Posture*. 2012 May;36(1):157-9.

161. Fan Y, Li Z, Lv C, Luo D. Natural gaits of the non-pathological flat foot and high-arched foot. *PLoS One*. 2011;6(3):e17749.

162. Hunt AE, Smith RM. Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004 May;19(4):391-7.

163. Murley GS, Landorf KB, Menz HB, Bird AR. Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait Posture*. 2009 Feb;29(2):172-87.

164. Williams DS, 3rd, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001 May;16(4):341-7.

165. Lee JH, Sung IY, Yoo JY. Clinical or radiologic measurements and 3-D gait analysis in children with pes planus. *Pediatr Int*. 2009;51(2):201-5.

166. Bennett JE, Reinking MF, Pluemer B, Pentel A, Seaton M, Killian C. Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2001 Sep;31(9):504-10.

167. Hintermann B, Nigg BM. Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Med*. 1998 Sep;26(3):169-76.

168. Jonely H, Brismee JM, Sizer PS, Jr., James CR. Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2011 Oct;26(8):873-9.

169. Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. *Hum Mov Sci.* 2011 Jun;30(3):566-73.
170. Labovitz JM. The algorithmic approach to pediatric flexible pes planovalgus. *Clin Podiatr Med Surg.* 2006 Jan;23(1):57-76.
171. Saragas NP, Becker PJ. Comparative radiographic analysis of parameters in feet with and without hallux valgus. *Foot Ankle Int.* 1995 Mar;16(3):139-43.
172. Arai K, Ringleb SI, Zhao KD, Berglund LJ, Kitaoka HB, Kaufman KR. The effect of flatfoot deformity and tendon loading on the work of friction measured in the posterior tibial tendon. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007 Jun;22(5):592-8.
173. Lo HC, Chu WC, Wu WK, Hsieh H, Chou CP, Sun SE, et al. Comparison of radiological measures for diagnosing flatfoot. *Acta Radiol.* 2012 Mar 1;53(2):192-6.
174. Stanish WD. Overuse injuries in athletes: a prospective study. *Med Sci Sports Exerc.* 1989;16(1):1-7.
175. Michelson JD, Durant DM, McFarland E. The injury risk associated with pes planus in athletes. *Foot Ankle Int.* 2002 Jul;23(7):629-33.
176. Wen DY, Puffer JC, Schmalzried TP. Injuries in runners: a prospective study of alignment. *Clin J Sport Med.* 1998 Jul;8(3):187-94.
177. Nakhaee Z, Rahimi A, Abaee M, Rezasoltani A, Kalantari KK. The relationship between the height of the medial longitudinal arch (MLA) and the ankle and knee injuries in professional runners. *Foot (Edinb).* 2008 Jun;18(2):84-90.
178. Sutherland DN, Hagy JL. Measurement of gait movements from motion picture films. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;54:787-99.
179. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train.* 2005 Mar;40(1):41-6.
180. Staheli LT. Planovalgus foot deformity. Current status. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999 Feb;89(2):94-9.
181. Martínez-Lozano AG. Pie plano en la infancia y adolescencia. Conceptos actuales. *Rev Mex Ortop Ped.* 2009;11(1):5-13.
182. Gutiérrez J, Fonseca G. El pie plano perspectiva actual. *Trib méd.* 1999;99(2):63-70.
183. Bertani A, Cappello A, Benedetti MG, Simoncini L, Catani F. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999 Aug;14(7):484-93.

184. Shih YF, Chen CY, Chen WY, Lin HC. Lower extremity kinematics in children with and without flexible flatfoot: a comparative study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2012;13:31.
185. Landorf KB, Keenan AM. Efficacy of foot orthoses. What does the literature tell us? *J Am Podiatr Med Assoc*. 2000 Mar;90(3):149-58.
186. Kurup HV, Clark CI, Dega RK. Footwear and orthopaedics. *Foot Ankle Surg*. 2012 Jun;18(2):79-83.
187. Scherer PR. Treatment of pediatric flexible flatfoot with functional orthoses: here's a look at this much debated topic. *Podiatry Management*. 2008;27(7):129-34.
188. Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(3):470-3.
189. Kirby KA. The medial heel skive technique. Improving pronation control in foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1992 Apr;82(4):177-88.
190. Stacoff A, Reinschmidt C, Nigg BM, Van Den Bogert AJ, Lundburg A, Denoth J, et al. Effects of foot orthosis on skeletal motion during running. *Clin Biomech*. 2000;15:54-64.
191. Leung AK, Mak AF, Evans JH. Biomedical gait evaluation of the immediate effect of orthotic treatment for flexible flat foot. *Prosthet Orthot Int*. 1998 Apr;22(1):25-34.
192. Riccio I, Gimigliano F, Gimigliano R, Porpora G, Iolascon G. Rehabilitative treatment in flexible flatfoot: a perspective cohort study. *Chir Organi Mov*. 2009;93(3):101-7.
193. Whitford D, Esterman A. A randomized controlled trial of two types of in-shoe orthoses in children with flexible excess pronation of the feet. *Foot Ankle Int*. 2007 Jun;28(6):715-23.
194. Canadian Paediatric Society. Clinical Practice Guideline. Footwear for children. *Paediatr Child Health*. 1998;3(5):373.
195. Grueger B. Canadian Paediatric Society. Community Paediatrics Committee. Footwear in children. *Paediatr Child Health*. 2009;14(2):120.
196. Kulcu DG, Yavuzer G, Sarmer S, Ergin S. Immediate effects of silicone insoles on gait pattern in patients with flexible flatfoot. *Foot Ankle Int*. 2007;28(10):1053-6.
197. Vukasinović ZS, Spasovski DV, Matanović DD, Zivković ZM, Stevanović VB, Jančić RR. Flatfoot in children. *Acta Chir Lugosl*. 2011;58(3):103-6.
198. Jung DY, Koh EK, Kwon OY. Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus: a randomized controlled trial. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2011;24(4):225-31.

199. Gaillet JC, Biraud JC, Bessou M, Bessou P. Modifications of baropodograms after transcutaneous electric stimulation of the abductor hallucis muscle in humans standing erect. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2004;19(10):1066-9.
200. Fernández-Román M, Castro-Méndez A, Albornoz-Cabello M. Efectos del tratamiento con Kinesio tape en el pie plano. *Fisioterapia*. 2012;34(1):11-5.
201. Matanović DD, Vukasinović ZS, Zivković ZM, Spasovski DV, Bascarević ZLJ, Slavković NS. Physical treatment of foot deformities in childhood. *Acta Chir Iugosl*. 2011;58(3):113-6.
202. Cornwall MW, McPoil TG. Relationship between static foot posture and foot mobility. *J Foot Ankle Res*. 2011;4(4) doi: 10.1186/1757-1146-4-4.
203. Levinger P, Murley GS, Barton CJ, Cotchett MP, McSweeney SR, Menz HB. A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait Posture*. 2010 Oct;32(4):519-23.
204. Franco AH. Pes cavus and pes planus. Analyses and treatment. *Phys Ther*. 1987;67(5):688-94.
205. Kernozek TW, Ricard MD. Foot placement angle and arch type: effect on rearfoot motion. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990 Nov;71(12):988-91.
206. Turner DE, Woodburn J, Helliwell PS, Cornwall MW, Emery P. Pes planovalgus in RA: a descriptive and analytical study of foot function determined by gait analysis. *Musculoskeletal Care*. 2003 Mar;1(1):21-33.
207. Ness ME, Long J, Marks R, Harris G. Foot and ankle kinematics in patients with posterior tibial tendon dysfunction. *Gait Posture*. 2008 Feb;27(2):331-9.
208. Twomey D, McIntosh AS, Simon J, Lowe K, Wolf SI. Kinematic differences between normal and low arched feet in children using the Heidelberg foot measurement method. *Gait Posture*. 2010;32(1):1-5.
209. Cobb SC, Tis LL, Johnson JT, Wang YT, Geil MD, McCarty FA. The effect of low-mobile foot posture on multi-segment medial foot model gait kinematics. *Gait Posture*. 2009 Oct;30(3):334-9.
210. Hunt AE, Fahey AJ, Smith RM. Static measures of calcaneal deviation and arch angle as predictors of rearfoot motion during walking. *Aust J Physiother*. 2000;46(1):9-16.
211. Nawoczinski DA, Saltzman CL, Cook TM. The effect of foot structure on the three-dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rear foot. *Phys Ther*. 1998 Apr;78(4):404-16.

212. Khodadadeh S, Welton EA. Gait studies of patients with flat feet. *The Foot*. 1993;3(4):189-93.
213. Kim MK, Lee YS. Kinematic analysis of the lower extremities of subjects with flat feet at different gait speeds. *J Phys Ther Sci*. 2013 May;25(5):531-3.
214. Van Gheluwe B, Kirby KA, Roosen P, Phillips RD. Reliability and accuracy of biomechanical measurements of the lower extremities. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2002 Jun;92(6):317-26.
215. Greene W, Heckman J, editors. *The clinical measurement of joint motion: American Academy Of Orthopaedic Surgeons*. Chicago: American Academy Of Orthopaedic Surgeons 1994.
216. Viladot A, Viladot R, editores. *Pie plano*. En: 20 lecciones sobre patología del pie Barcelona: Mayo; 2009. p. 49-67.
217. Root ML, Orien WP, Weed JH, Hughes RJ. *Exploración biomecánica del pie*. Madrid: Ortocen; 1991.
218. Pauk J, Daunoraviciene K, Ihnatouski M, Griskevicius J, Raso JV. Analysis of the plantar pressure distribution in children with foot deformities. *Acta Bioeng Biomech*. 2010;12(1):29-34.
219. Burnett C, Johnson E. Development of Gait in Childhood: Part II. *Dev Med Child Neurol*. 1971;13:207-15.
220. Vidal M. Estimulación temprana (de 0 a 6 años): Desarrollo de capacidades, valoración y programas de intervención. Madrid: CEPE; 2007.
221. Chávez R. Neurodesarrollo neonatal e infantil : un enfoque multi, inter y transdisciplinario en la prevención del daño. Bogotá: Médica Panamericana; 2003.
222. Behrman RE, Kliegman RM, Jenson HB. NELSON. Tratado de pediatría. 17 ed. Madrid: Elsevier España; 2006.
223. Ávila R de, Castro M. Relaciones con el inicio de la marcha, gateo, uso de andadores y accidentes. *Rev Soc Bol Ped*. 2005;44(1):11-4.
224. Yaguramaki N, Kimura T. Acquisition of stability and mobility in infant gait. *Gait Posture*. 2002 Aug;16(1):69-77.
225. Garrett M, McElroy AM, Staines A. Locomotor milestones and babywalkers: cross sectional study. *BMJ*. 2002 Jun 22;324(7352):1494.
226. Fernández-Cepillo EM. La sedestación en alumnado con parálisis cerebral: "una multiaventura". *Clave XXI Reflexiones y experiencias en educación (Internet)*. 2011; 6.
227. Ten Berge SR, Halbertsma JP, Maathuis PG, Verheij NP, Dijkstra PU, Maathuis KG. Reliability of popliteal angle measurement: a study in

cerebral palsy patients and healthy controls. *J Pediatr Orthop*. 2007 Sep;27(6):648-52.

228. Rsscan_International. Productos Footscan 2008 (catálogo en Internet). Belgium: Rsscan International; (cited 2008 March 18th); Available from: <http://www.rsscan.com/>.

229. Oladeji O, Stackhouse C, Gracely E, Orlin M. Comparison of the two-step and midgait methods of plantar pressure measurement in children. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2008 Jul-Aug;98(4):268-77.

230. Liu XC, Thometz JG, Tassone C, Barker B, Lyon R. Dynamic plantar pressure measurement for the normal subject: Free-mapping model for the analysis of pediatric foot deformities. *J Pediatr Orthop*. 2005 Jan-Feb;25(1):103-6.

231. Wilssen JP. Aplicaciones del FootScan en Podología. Seminario de la Academia de Alumnos Internos; Universidad Complutense de Madrid: Clínica Universitaria de Podología, 2009 (inédito).

232. Walker M, Fan HJ. Relationship between foot pressure pattern and foot type. *Foot Ankle Int*. 1998 Jun;19(6):379-83.

233. Astrom M, Arvidson T. Alignment and joint motion in the normal foot. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995 Nov;22(5):216-22.

234. Yagerman SE, Cross MB, Positano R, Doyle SM. Evaluation and treatment of symptomatic pes planus. *Curr Opin Pediatr*. 2011 Feb;23(1):60-7.

235. Welton EA. The Harris and Beath footprint: interpretation and clinical value. *Foot Ankle*. 1992 Oct;13(8):462-8.

236. Hughes J, Clark P, Klenerman L. The importance of the toes in walking. *J Bone Joint Surg Br*. 1990 Mar;72(2):245-51.

237. Cobey JC, Sella E. Standardizing methods of measurement of foot shape by including the effects of subtalar rotation. *Foot Ankle*. 1981 Jul;2(1):30-6.

238. Campignon P, editor Cadenas musculares y articulares, método G.D.S. : Aspectos biomecánicos. Nociones de base. Alicante: Lencina-Verdú Editores Independientes; 2008.

239. Yalcin N, Esen E, Kanatli U, Yetkin H. Evaluation of the medial longitudinal arch: a comparison between the dynamic plantar pressure measurement system and radiographic analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2010;44(3):241-5.

240. Chang CH, Miller F, Schuyler J. Dynamic pedobarograph in evaluation of varus and valgus foot deformities. *J Pediatr Orthop*. 2002 Nov-Dec;22(6):813-8.

241. Akins JS, Keenan KA, Sell TC, Abt JP, Lephart SM. Test-retest reliability and descriptive statistics of geometric measurements based on plantar pressure measurements in a healthy population during gait. *Gait Posture*. 2012 Jan;35(1):167-9.
242. Teyhen DS, Stoltenberg BE, Collinsworth KM, Giesel CL, Williams DG, Kardouni CH, et al. Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2009 May;24(4):391-6.
243. Morag E, Lemmon DR, Cavanagh PR. What role does plantar soft tissue stiffness play in determining peak pressure under the heel? *Gait posture*. 1997;5(2):164.
244. Rodgers MM. Dynamic foot biomechanics. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995 Jun;21(6):306-16.
245. Ferris L, Sharkey NA, Smith TS, Matthews DK. Influence of extrinsic plantar flexors on forefoot loading during heel rise. *Foot Ankle Int*. 1995 Aug;16(8):464-73.
246. Sneyers CJ, Lysens R, Feys H, Andries R. Influence of malalignment of feet on the plantar pressure pattern in running. *Foot Ankle Int*. 1995 Oct;16(10):624-32.
247. Martín-Casas P. Análisis clínico, baropodométrico y neuromadurativo de los niños con marcha de puntillas idiopática en edad preescolar (Tesis Doctoral). Madrid: Universidad Complutense de Madrid; 2012 (inédito).
248. Volpe RG. Evaluation and management of in-toe gait in the neurologically intact child. *Clin Podiatr Med Surg*. 1997 Jan;14(1):57-85.
249. Lin CJ, Lin SC, Huang W, Ho CS, Chou YL. Physiological knock-knee in preschool children: prevalence, correlating factors, gait analysis, and clinical significance. *J Pediatr Orthop*. 1999 Sep-Oct;19(5):650-4.
250. Oeffinger DJ, Pectol RW, Jr., Tylkowski CM. Foot pressure and radiographic outcome measures of lateral column lengthening for pes planovalgus deformity. *Gait Posture*. 2000 Dec;12(3):189-95.
251. Bacarin TA, Canettieri MG, Akashi PMH, Sacco ICN. Plantar pressure distribution differences between flat and normal feet in healthy subjects. *J Biomech*. 2006;39 (Suppl):111.
252. Teyhen DS, Stoltenberg BE, Eckard TG, Doyle PM, Boland DM, Feldtmann JJ, et al. Static foot posture associated with dynamic plantar pressure parameters. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2011 Feb;41(2):100-7.
253. McPoil TG, Haager M, Hilt J, Klapheke J, Martinez R, VanSteenwyk C, et al. Can static foot posture measurements predict regional plantar surface area? *Foot (Edinb) (Internet)*. 2014.

254. McPoil T, Vicenzino B, Cornwall MW, Collins N. Can foot anthropometric measurements predict dynamic plantar surface contact area? *J Foot Ankle Res (Internet)*. 2009; 2: 28 doi: 10.1016/50021-9290(06)83341-5.
255. Szczygiel E, Golec E, Golec J, Mazur T, Sobczyk L. Comparative analysis of distribution on the sole surface of arched feet and flat feet. *Przegl Lek*. 2008;65(1):4-7.
256. Pau M, Galli M, Crivellini M, Albertini G. Foot-ground interaction during upright standing in children with Down syndrome. *Res Dev Disabil*. 2012 Nov-Dec;33(6):1881-7.
257. Woodburn J, Helliwell PS. Relation between heel position and the distribution of forefoot plantar pressures and skin callosities in rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1996 Nov;55(11):806-10.
258. MacWilliams BA, Armstrong PF. Clinical applications of plantar pressure measurement in pediatric orthopedics. In: Harris GF, Smith PA, editors. *Pediatric Gait, 2000 A new Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology*; Chicago, Il: IEEE; 2000. p. 143-50.
259. Menz HB, Morris ME. Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait Posture*. 2006 Oct;24(2):229-36.
260. Goffar SL, Reber RJ, Christiansen BC, Miller RB, Naylor JA, Rodriguez BM, et al. Changes in dynamic plantar pressure during loaded gait. *Phys Ther*. 2013 Sep;93(9):1175-84.
261. Alexander IJ, Chao EY, Johnson KA. The assessment of dynamic foot-to-ground contact forces and plantar pressure distribution: a review of the evolution of current techniques and clinical applications. *Foot Ankle*. 1990 Dec;11(3):152-67.
262. Albenzi RJ, Nyland J, Caborn DN. The relationship of body weight and clinical foot and ankle measurements to the heel forces of forward and backward walking. *J Athl Train*. 1999 Oct;34(4):328-33.
263. Kimura T, Yaguramaki N, Fujita M, Ogiue-Ikeda M, Nishizawa S, Ueda Y. Development of energy and time parameters in the walking of healthy human infants. *Gait Posture*. 2005 Nov;22(3):225-32.
264. Robledo-Acinas MM, Sánchez-Sánchez JÁ. Estimación de edad en niños. *Estudio radiológico del tobillo*. *Gac Int Cienc Forense*. 2013;7:41-5.

ANEXOS

9. ANEXOS

ANEXO 1: AUTORIZACIÓN DEL COMITÉ ÉTICO DE INVESTIGACIÓN CLÍNICA



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

ESCUELA UNIVERSITARIA DE ENFERMERÍA,
FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA

COMISIÓN DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN

INFORME DE LA COMISIÓN DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN

DÑA. MARÍA JOSÉ DIAZ ARRIBAS, SECRETARIA DE LA COMISIÓN DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN DE LA ESCUELA UNIVERSITARIA DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA DE LA UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID.

HACE CONSTAR:

Que el proyecto de Investigación titulado "**Análisis biomecánico y neuromadurativo de los niños preescolares con marcha de puntillas idiomática y/o pie plano valgo flexible**" con código interno número F(EFP)- 001/2010, cuyo Director es la **Dra. M^a Ángeles Atin Arratibel**, del Departamento de Medicina Física Rehabilitación e Hidrología Médica, Fisioterapia, Profesora de la Escuela Universitaria de Enfermería, Fisioterapia y Podología de la Universidad Complutense de Madrid ha sido estudiado por esta Comisión, no habiéndose realizado objeción para el desarrollo del mismo.

Es por ello que la Comisión de ética **informa favorablemente** sobre la realización de dicho proyecto.

Madrid, 2 de Febrero de dos mil diez


Fdo: D^a María José Díaz Arribas

ANEXO 2: DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN EL ESTUDIO DE INVESTIGACIÓN: Análisis biomecánico y neuromadurativo de los niños preescolares con marcha de puntillas idiopática y/o pie plano valgo flexible.

Investigador principal: Dra. Atín Arratibel

Sede donde se realizará el estudio: Unidad de Fisioterapia, Clínica Universitaria de Podología, Dpto. Medicina Física y Rehabilitación, E.U. Enfermería, Fisioterapia y Podología, Universidad Complutense de Madrid.

Nombre del padre, de la madre o del tutor o la tutora del paciente: _____ DNI: _____

Se le está invitando a que su hijo/a participe en este estudio de investigación. Antes de decidir si participa o no, debe conocer y comprender cada uno de los siguientes apartados. Este proceso se conoce como consentimiento informado. Siéntase con absoluta libertad para preguntar sobre cualquier aspecto que le ayude a aclarar sus dudas al respecto.

Una vez que haya comprendido el estudio y si usted desea que su hijo/a participe, entonces se le pedirá que firme este impreso de consentimiento, del cual se le entregará una copia firmada y fechada.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Los niños denominados "andadores de puntillas" son aquellos que habitualmente caminan sin apoyar el talón, pero son capaces de hacerlo voluntariamente siempre que no haya una retracción importante de la musculatura posterior de la pierna. El término pie plano engloba todas las malposiciones del pie que cursan con una disminución en la altura del arco longitudinal interno asociada con un valgo del retropié. El pie plano flexible se caracteriza por no estar estructurado y ser reductible a través de maniobras pasivas o en descarga.

En cuanto a las repercusiones de estas alteraciones, la adaptación del niño que anda de puntillas a un patrón de movimiento anómalo produce alteraciones ortopédicas en pies y miembros

inferiores y son frecuentes las caídas por la inestabilidad y el pobre equilibrio, las limitaciones en la movilidad, los problemas con el calzado, el dolor y los calambres musculares nocturnos. De forma similar, la sintomatología asociada al pie plano infantil se inicia hacia el tercer año de vida en un porcentaje que oscila entre el 10 y el 30% de los niños, con fatiga, calambres nocturnos, alteraciones del equilibrio y caídas al caminar o al correr, dolor en pie, pierna y rodilla, alteraciones posturales, y anomalías óseas y trastornos angulares o rotacionales de los miembros inferiores e, incluso, de la columna vertebral.

Una consecuencia común de las manifestaciones anteriores es una disminución de la resistencia física y, cuando son adultos, una mayor propensión a las lesiones. Además, el dolor, la falta de equilibrio y el déficit de la movilidad pueden afectar al desarrollo global del niño, lo que podría condicionar el retraso en otros ámbitos de su vida (afectivos, sociales...) en una etapa de importante evolución psicomotora.

Los estudios realizados hasta la actualidad sobre la efectividad de los distintos tratamientos en estas alteraciones no resultan concluyentes. Esto puede ser debido a la variabilidad de los abordajes terapéuticos y de los grupos estudiados, así como a la falta de criterios de valoración claramente definidos. Además, los métodos de valoración empleados en los distintos trabajos no son uniformes ni valoran al niño en su globalidad, pues en su mayor parte no consideran la relación de estas alteraciones con problemas en otras regiones corporales ni en el desarrollo neuromadurativo.

No obstante, en la valoración de estas alteraciones habría de evaluarse la biomecánica del pie y el tobillo junto con la motricidad y el resto de funciones superiores desde un punto de vista no sólo cuantitativo sino también cualitativo, para lo que podrían ser útiles pruebas neuromadurativas como el Cuestionario de Madurez Neuropsicológica Infantil (CUMANIN) y el análisis instrumental de la marcha, para desvelar alteraciones difícilmente observables. Los sistemas baropodométricos, que captan las presiones en las plantas de los pies del niño, permiten estudiar de manera detallada las características de la marcha y las compensaciones realizadas para lograr eficacia y equilibrio.

La combinación de un medio instrumental de análisis de la marcha con mediciones goniométricas en pelvis y miembros inferiores y un test neuromadurativo, validado en nuestro país, podría permitir el establecimiento de un protocolo de valoración y seguimiento útil para el abordaje preventivo y terapéutico de los niños en edad preescolar

que presenten marcha de puntillas idiopática y/o pie plano valgo flexible.

OBJETIVO DEL ESTUDIO

A usted se le está invitando a que su hijo/a participe en un estudio de investigación que tiene como objetivo evaluar la relación existente entre la edad, la estática y la movilidad en los miembros inferiores, el patrón de marcha y el desarrollo neuromadurativo en los niños con marcha de puntillas idiopática y/o pie plano valgo flexible entre los 3 y los 6 años de edad, para desarrollar un algoritmo de valoración que resulte de utilidad en la detección precoz de estas alteraciones y en la toma de decisiones terapéuticas.

BENEFICIOS DEL ESTUDIO

Dado que las alteraciones ortopédicas, los dolores y las alteraciones posturales, de la marcha y del equilibrio que pueden presentar los niños con marcha de puntillas y/o pie plano valgo flexible tienen una peor resolución cuanto mayor es el niño, este estudio permitirá que en un futuro otros/as niños/as puedan beneficiarse del conocimiento obtenido para la valoración de estas alteraciones y permitir así la realización de trabajos de investigación sobre la efectividad de los distintos tratamientos desde una base de conocimiento global. El protocolo permitirá, mediante la detección precoz, la orientación terapéutica y la derivación a otros profesionales, minimizar el número de alteraciones primarias y secundarias severas y procedimientos terapéuticos agresivos en los niños con marcha de puntillas o pie plano valgo flexible. Además, facilitará la detección precoz de otras alteraciones ortopédicas y del desarrollo.

PROCEDIMIENTOS DEL ESTUDIO

En caso de aceptar que su hijo/a participe en el estudio se le plantearán a usted algunas preguntas sobre él, su desarrollo, sus hábitos y sus antecedentes médicos. Se le realizarán al niño mediciones de la altura y el peso, de la posición y la movilidad de las articulaciones del miembro inferior, un análisis instrumental de la marcha y un test de desarrollo neuromadurativo. Se le proporcionará la información sobre los hallazgos de forma verbal y por escrito.

RIESGOS ASOCIADOS CON EL ESTUDIO

La valoración que se realizará a su hijo no suele producir efectos adversos o secundarios. En ocasiones, el niño puede manifestar dolor muscular o cansancio al realizar un movimiento o mantener una postura, sin ser indicativo esto de lesión. En el caso de que su hijo/a manifieste alguna molestia de este tipo de forma inmediatamente posterior a la valoración, no dude en consultarnos.

ACLARACIONES

- Su decisión de que su hijo/a participe en el estudio es completamente voluntaria.
- No habrá ninguna consecuencia desfavorable para usted ni su hijo/a, en caso de no aceptar la invitación.
- Si decide que su hijo/a participe en el estudio puede retirarlo del mismo en el momento que lo desee, aun cuando el investigador responsable no se lo solicite, informando de las razones de su decisión, la cual será respetada en su integridad.
- No tendrá que hacer gasto alguno durante el estudio.
- No recibirá pago por su participación.
- En el transcurso del estudio usted podrá solicitar información actualizada sobre el mismo, al investigador responsable.
- La información obtenida en este estudio, utilizada para la identificación de cada paciente, será mantenida con estricta confidencialidad por el grupo de investigadores con arreglo a la Ley Orgánica de Protección de Datos.
- Si considera que no hay dudas ni preguntas acerca de su participación puede, si así lo desea, firmar la Carta de Consentimiento Informado anexa a este documento.

CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo, _____, padre, madre o tutor del niño o de la niña _____ he leído y comprendido la información anterior y mis preguntas han sido respondidas de manera satisfactoria. He sido informado y entiendo que los datos obtenidos en el estudio pueden ser publicados o difundidos con fines científicos. Convengo en que mi hijo/a participe en este estudio de investigación. Recibiré una copia firmada y fechada de esta forma de consentimiento.

Firma del padre, madre o tutor

Fecha

Esta parte debe ser completada por el Investigador (o su representante):

He explicado al Sr(a). _____ la naturaleza y los propósitos de la investigación; le he explicado acerca de los riesgos y beneficios que implica la participación de su hijo/a. He contestado a las preguntas en la medida de lo posible y he preguntado si tiene alguna duda. Acepto que he leído y conozco la normatividad correspondiente para realizar investigación con seres humanos y me apego a ella.

Una vez concluida la sesión de preguntas y respuestas, se procedió a firmar el presente documento.

Firma del investigador

Fecha

ANEXO 3: MODELO GENÉRICO DE INFORME



Clínica Universitaria de Podología
UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID
Unidad de Fisioterapia

Madrid, a

El

paciente.....

acudió a la Unidad de Fisioterapia de la Clínica Universitaria de Podología de la UCM para realizar una valoración por:

- Marcha de puntillas bilateral
- Sospecha de pie plano valgo flexible
- Otros:

En la exploración clínica se observa:

- Deformidades digitales:
- Huellas normales / aplanadas / excavadas
- Apoyo de talón en bipedestación normal / disminuido
- Arco longitudinal interno aumentado / normal / disminuido
- Posición del calcáneo varo / neutro / valgo
- FD del tobillo normal / disminuida / aumentada
- Longitud de la musculatura posterior del miembro inferior normal / disminuida / aumentada
- Otros.....

Durante el análisis instrumental de la marcha se objetiva:

- Un apoyo inicial con la punta del pie / todo el pie / el talón
- Hiperpronación del pie durante la fase media del apoyo
- Marcha en adducción / Marcha inestable
- Marcha dentro de los parámetros de la normalidad

Se recomienda:

- Vigilar el desarrollo del niño (seguimiento del niño sano por su pediatra).
- Realizar valoraciones periódicas de las alteraciones del pie y la marcha.
- Solicitar consulta de Podología / Fisioterapia / Pediatría / Traumatología / Neurología / Psicología.

Firmado:

Patricia Martín Casas.

Ruth Ballesteró Pérez

Fisioterapeutas. Unidad de Fisioterapia. Clínica Universitaria de
Podología.

Dpto. Medicina Física y Rehabilitación. Hidrología Médica

E. U. de Enfermería, Fisioterapia y Podología

Universidad Complutense de Madrid.

ANEXO 4: DATOS DE LA ENTREVISTA CLÍNICA

ANTECEDENTES MÉDICOS	
ALERGIAS	SÍ/NO
ENFERMEDADES O CIRUGÍAS	SÍ/NO
MEDICACIÓN	SÍ/NO
TRATAMIENTO POR LA MISMA ALTERACIÓN	SÍ/NO
ANAMNESIS	
ANDADOR DE PUNTILLAS	SÍ/NO
ANTECEDENTES FAMILIARES	SÍ/NO
RIESGO BIOLÓGICO	SÍ/NO
PARTO	NORMAL (38 a 42 semanas)
	PRETÉRMINO (<37 semanas)
	POSTÉRMINO (>42 semanas)
	PROVOCADO
	POR CESÁREA
	CON FÓRCEPS O VENTOSA
	NECESIDAD DE VM/VENTILACIÓN
PESO AL NACIMIENTO	MUY BAJO PESO (< 1500 g)
	BAJO PESO (< 2500 g)
	NORMAL (> 2500 g)
	ALTO (> 3500 g)
EDAD DE APARICIÓN DE LOS HITOS DEL DESARROLLO NEUROMADURATIVO	CONTROL VESICAL
	CONTROL VESICAL NOCTURNO
	CONTROL ANAL
	GATEO
	MARCHA
	PRIMERAS PALABRAS
EXPERIENCIA DE MARCHA	SÍ/NO
GATEO	NORMAL
	ARRASTRE o reptación con el abdomen pegado al suelo
	CULEO o despalzamiento en sedestación impulsándose con los brazos
TACATÁ	SÍ/NO
SEDESTACIÓN HABITUAL	INDIO, con los miembros inferiores cruzados por delante con las rodillas abiertas
	W, con los miembros inferiores por delante del cuerpo con los muslos juntos, de forma que los pies quedan por fuera de las rodillas
	LONG-SITTING (sedestación larga), con los miembros inferiores extendidos completamente por delante del tronco
DOLOR	SÍ/NO
TORPEZA	SÍ/NO
EJERCICIO FÍSICO	SÍ/NO

ANEXO 5: FACTORES DE RIESGO BIOLÓGICO Y SOCIAL

Factores de riesgo biológico

RECIÉN NACIDO DE RIESGO NEUROLÓGICO	RECIÉN NACIDO DE RIESGO SENSORIAL-VISUAL
<ul style="list-style-type: none"> — R.N. con Peso < P10 para su edad gestacional o con Peso < a 2000 grs. — Prematuridad. — APGAR < 3 al minuto o < 7 a los 5 minutos. — RN con ventilación mecánica durante más de 24 horas. — Hiperbilirrubinemia. — Convulsiones neonatales. — Sepsis, Meningitis o Encefalitis neonatal. — Disfunción Neurológica persistente (más de siete días). — Daño cerebral evidenciado por ECO / TAC. — Malformaciones del Sistema Nervioso Central (SNC). — Neuro-Metabopatías. — Cromosomopatías y otros Síndromes Dismórficos. — Hijo de madre con Patología Mental y/o Infecciones y/o Drogas que puedan afectar al feto. — RN con hermano con patología neurológica no aclarada o con riesgo de recurrencia. — Gemelo, si el hermano presenta riesgo neurológico. — Siempre que el Pediatra lo considere oportuno. 	<ul style="list-style-type: none"> — Ventilación mecánica prolongada. — Gran Prematuridad. — RN con Peso < a 1500 grs. — Hidrocefalia. — Infecciones congénitas del SNC. — Patología craneal ECO/TAC. — Síndrome malformativo con compromiso visual. — Infecciones postnatales del SNC. — Asfixia severa.
	RECIÉN NACIDO DE RIESGO SENSORIAL-AUDITIVO

Factores de riesgo social

<ul style="list-style-type: none"> — Acusada deprivación económica. — Embarazo accidental traumatizante. — Convivencia conflictiva en el núcleo familiar. — Separación traumatizante en el núcleo familiar. — Padres con bajo CI / Entorno no estimulante. — Enfermedades graves / Exitus. — Alcoholismo/ Drogadicción. 	<ul style="list-style-type: none"> — Prostitución. — Delincuencia / Encarcelamiento. — Madres adolescentes. — Sospecha de malos tratos. — Niños acogidos en hogares infantiles. — Familias que no cumplimentan los controles de salud repetidamente.
--	--

Fuente: Vidal⁽²²⁰⁾

ANEXO 6: HOJA DE RECOGIDA DE LAS VARIABLES DESCRIPTIVAS Y CLÍNICAS

VARIABLES INDEPENDIENTES	
SEXO	MASCULINO/FEMENINO
EDAD (meses)	
ALTURA (m)	
PESO (Kg)	
IMC	

INSPECCIÓN VISUAL DE LA HUELLA EN EL PODOSCOPIO		
	IZQUIERDA	DERECHA
TIPO DE HUELLA	Normal, plana grado I, II, III ó IV o excavada de grado I ó II	Normal, plana grado I, II, III ó IV o excavada de grado I ó II
PICO DE PRONACIÓN	SÍ / NO	SÍ / NO
APOYO DE TALÓN	NORMAL / DISMINUIDO o ESTRECHO	NORMAL / DISMINUIDO o ESTRECHO

MEDIDAS CLÍNICAS GONIOMÉTRICAS		
FECHA		
	IZQUIERDA	DERECHA
ÁNGULO POPLÍTEO		
FD DE TOBILLO CON RODILLA EXTENDIDA		
FD DE TOBILLO CON RODILLA FLEXIONADA		
PRCC		
TDP		
ÁNGULO DE PRONACIÓN		
NAVICULAR DROP		