



Concordancia entre el análisis computarizado de la marcha y el examen físico en pacientes con anteversión femoral aumentada sin alteraciones neurológicas.

Nombre del Investigador

Iván Camilo de la Pava Cortés

Asesores

Ángela Espinosa
Anacaona Martínez

Facultad

Escuela de Medicina y Ciencias de la Salud
Maestría en Epidemiología
Universidad del Rosario – Universidad CES

Bogotá, 17 de Abril de 2017



Concordancia entre el análisis computarizado de la marcha y el examen físico en pacientes con anteversión femoral aumentada sin alteraciones neurológicas.

Nombre del Investigador

Iván Camilo de la Pava Cortés

Asesores

Ángela Espinosa
Anacaona Martínez

Facultad

Escuela de Medicina y Ciencias de la Salud
Maestría en Epidemiología
Universidad del Rosario – Universidad CES

Candidato a Magister en Epidemiología

Bogotá, 17 de Abril de 2017



Nota de Salvedad de Responsabilidad Institucional

“Las Universidades del Rosario y CES no se hacen responsables de los conceptos emitidos por los investigadores en su trabajo, solo velarán por el rigor científico, metodológico y ético del mismo en aras de la búsqueda de la verdad y la justicia”.

Tabla de Contenido

Resumen.	4
Abstract.....	5
1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.	6
1.1 Planteamiento del problema.	6
1.2 Justificación.	8
1.3 Pregunta de Investigación.	9
2. MARCO TEÓRICO.	10
2.1 Historia del análisis computarizado de la marcha.	10
2.2 Examen físico.	11
2.3 Análisis del patrón de marcha.....	12
2.4 Estudios previos relacionados con ACM, EF y AVFA.....	14
3. HIPÓTESIS.....	19
4. OBJETIVOS.	20
4.1 Objetivo general.....	20
4.2 Objetivos específicos.....	20

5. METODOLOGÍA.....	21
5.1 Enfoque metodológico de la investigación.....	21
5.2 Tipo de estudio.	21
5.3 Población	21
5.4 Diseño muestral.....	23
5.5 Descripción de las variables.	23
5.5.1 Diagrama de variables.....	24
5.5.2 Tabla de variables.	25
5.6 Técnicas de recolección de información.....	27
5.6.1 Fuentes de Información.....	27
5.6.2 Instrumento de recolección de información.	27
5.6.3 Proceso de obtención de la información.....	28
5.7 Control de errores y sesgos.....	29
5.8 Técnicas de procesamiento y análisis de los datos.	29
6. CONSIDERACIONES ÉTICAS.....	31
7. RESULTADOS.....	32
8. DISCUSIÓN.....	40
9. CONCLUSIONES.....	44
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	46



11. ANEXOS.....54

Resumen.

Introducción: La marcha es el punto máximo de independencia funcional de una persona y allí radica su importancia como patrón de movimiento, cuya medición ha sido desarrollada a través de los años. *Objetivo:* Evaluar la concordancia entre las variables de dos herramientas de medición: el análisis computarizado de la marcha (ACM) y el examen físico (EF) en pacientes con anteversión femoral aumentada (AVFA) sin alteraciones neurológicas. *Metodología:* Es un estudio observacional analítico de concordancia, los datos se obtuvieron de forma retrospectiva de los años 2010 al 2014 en el laboratorio de análisis de la marcha del Instituto de Ortopedia Infantil Roosevelt (IOIR) por medio de una sola aplicación del ACM y del EF. *Resultados:* Se observó que existen alteraciones evidentes en el EF pues a nivel de la cadera existe disminución de la rotación externa y aumento de la rotación interna. En el ACM se encontró que en la cadera existe una disminución del rango de rotación interna – externa en la fase de apoyo y balanceo; que en la rodilla hay disminución del rango flexión – extensión durante la fase de balanceo y, que en el tobillo se halló disminución del rango dorsiflexión – plantiflexión en la fase de apoyo y balanceo. *Conclusión:* Este estudio determinó que el EF y el ACM son pruebas que no se correlacionan, por lo tanto se puede deducir que son complementarias y aportan información con un abordaje diferencial para la toma de decisiones a nivel clínico.

Palabras claves.

Marcha; Examen físico; Anteversión ósea; Anomalía Torsional; Fémur; Reproducibilidad de resultados.

Abstract.

Introduction: Human gait is the highest point in a person's functional independence; therefore, its importance as a movement pattern has led to the development of measuring tools. The aim of the present study is to assess the correspondence between two of those measuring tools: computerized gait analysis (CGA) and the physical examination (PE) only in patients with augmented femoral anteversión (AFA) without neurological alterations. *Material and methods:* This is an observational analytic study of correspondence and data was obtained retrospectively from 2010 to 2014 in the gait analysis lab from the Children Orthopedics Institute Roosevelt (IOIR) through a single application of the CGA and the PE. *Results:* It was observed that there are evident alterations in the PE because at hip level the internal-external rotation range decreases in the stance and swing phases. Also, in the knee there is a decrease in the flexion-extension range during the swing phase and in the ankle there is also a decrease in the dorsiflexion-plantarflexion range in the stance and swing phases. *Conclusion:* This study found that there is no correspondence between the PE and CGA, therefore they are complementary and contribute with information for a differential approach in the decision making at a clinical level.

Key words.

Gait; Physical examination; Bone Anteversion; Torsion Abnormality; Femur; Reproducibility of Results.

1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.

1.1 Planteamiento del problema.

La anteversión femoral es el grado de anteversión del cuello femoral en relación con los cóndilos femorales (1). La literatura científica ha descrito ampliamente el patrón de marcha de los pacientes con Anteversión Femoral Aumentada (AVFA) asociado a Parálisis Cerebral (PC) (2), sin embargo, esta descripción en pacientes potencialmente sanos, se ha hecho únicamente en los estudios de Bruderer (3) y Akalan (4). En consecuencia, éste último grupo constituye un campo de investigación por explorar, en áreas como la estandarización del patrón de marcha y las implicaciones que puede tener este a largo plazo, debido a que el ángulo de anteversión femoral es un factor importante para mantener la estabilidad de la cadera y una marcha normal en humanos (5).

El análisis del movimiento en este tipo de patologías, utiliza herramientas diagnósticas como el Análisis Computarizado de la Marcha (ACM) que es el estándar de oro para detectar alteraciones de la cinética y cinemática de la marcha (6). Esta herramienta diagnóstica es utilizada para tomar decisiones con respecto a intervenciones terapéuticas y/o quirúrgicas y además sirve como punto de comparación para medir los resultados de la intervención (7). Los pacientes a quienes se les aplica el ACM, también se les realiza un Examen Físico (EF) donde se evalúan las áreas neuromuscular, integumentaria, cardiopulmonar y osteomuscular, a través de pruebas de fuerza muscular, reflejos osteotendinosos, retracciones musculares y rangos de movilidad articular, entre otras.

Las pruebas que se comparan en este estudio tienen abordajes metodológicos diferentes y es ineludible aclarar que el EF tiene una naturaleza subjetiva y

depende en gran medida del evaluador (8), y el ACM tiene un abordaje más objetivo (9), razón por la cual es relevante conocer si las pruebas son complementarias o excluyentes, relación que será de gran importancia para tomar decisiones adecuadas en la práctica clínica.

Es necesario conocer qué relación existe entre el ACM y el EF. Esta interacción se puede dar a nivel global entre el Índice de desviación de la marcha (Gait Deviation Index “GDI”) (10) como resultante del ACM y las pruebas del EF teniendo en cuenta los grados de anteversión femoral. Así mismo es importante conocer el comportamiento por cada segmento analizado en el ACM y la interacción que pueda tener con la goniometría del EF. En otras palabras y por ejemplo, se puede presentar el análisis de la gráfica de flexión y extensión de rodilla del ACM y la goniometría de flexión y extensión del EF. Con este proceso se puede determinar qué pruebas pueden influir en el resultado del GDI. Esto es de gran ayuda para determinar los criterios necesarios para realizar intervenciones quirúrgicas y terapéuticas eficientes, que generen un impacto positivo en el patrón de marcha del paciente.

En la actualidad no se ha realizado el análisis del patrón marcha en pacientes con AVFA sin alteraciones neurológicas en población Colombiana, razón por la cual en este estudio se hará un primer acercamiento para conocer el comportamiento en este grupo de pacientes. Estas dinámicas se podrán comparar con las descripciones realizadas en la literatura científica mundial, teniendo como base los estudios nombrados anteriormente. Así mismo, se desconoce las implicaciones que puedan tener esta alteración en el sistema músculo esquelético y las consecuencias que se generen durante las etapas de crecimiento y en la adultez.

1.2 Justificación.

El presente estudio pretende encontrar la concordancia entre las variables que se evalúan en el ACM y en el EF en pacientes potencialmente sanos que presentan AVFA y así validar la pertinencia de ambas herramientas en cuanto a los diagnósticos resultantes. Además, este estudio permitirá explicar el porqué de las relaciones entre variables: por ejemplo, si el ACM mide los grados de extensión de rodilla en la fase de balanceo de la marcha y el EF mide los rangos de movilidad articular de esta acción, la relación existente entre dichos grados y dicha movilidad articular será motivo de análisis para establecer su relación.

En cuanto a la AVFA, su aparición puede estar relacionada con el proceso de crecimiento osteomuscular debido a que existe un aumento de este patrón en las edades de 3 a 7 años (11). La detección y seguimiento de la AVFA puede ayudar a prevenir problemas como daños del cartílago articular, dolor e interferencias en las actividades de la vida diaria (12–14). Debido a las complicaciones que genera la AVFA es necesario hacer un diagnóstico asertivo, oportuno y apoyado en pruebas diagnósticas que sean sensibles y específicas. El paciente con AVFA se enfrenta al contexto del sistema de salud Colombiano, donde existen múltiples dificultades para acceder a los servicios que requiere el paciente, por lo tanto realizar dos pruebas diagnósticas, demanda tiempo y recursos, tanto para el paciente, los profesionales de la salud, la institución prestadora de servicio y la entidad promotora de salud, razón por la cual es de gran importancia determinar la pertinencia de realizar dos pruebas que pueden llevar a conclusiones similares.

La importancia de este estudio radica en que al descubrir que existe una concordancia entre el ACM y el EF, el mutuo respaldo de estas dos herramientas sería comprobado y el diagnóstico sería más sensible y específico. En caso

contrario, es decir al no hallar una concordancia, el análisis en la práctica clínica se daría de forma independiente. Así mismo, al determinar la pertinencia de las pruebas se podrán estandarizar procesos que sean más costo-efectivos, beneficiando a todos los actores del sistema de salud colombiano.

El presente estudio podría proveer los criterios para definir con qué parámetros el paciente requiere manejo quirúrgico o terapéutico. Debido a que la AVFA es una característica que se puede presentar durante el desarrollo motor normal (15), este estudio puede ayudar a determinar cuáles son los parámetros dentro del rango de normalidad al evaluar el desarrollo osteomuscular y neuromuscular de los niños con AVFA sin antecedentes neurológicos, dando criterios para que esta población pueda ser diagnosticada de forma asertiva.

Este proyecto puede servir como punto de partida para nuevos estudios en el área del análisis de movimiento y como una cohorte inicial para el seguimiento de los pacientes, donde se podrá observar en un prolongado periodo de tiempo la evolución, siempre buscando el bienestar de la población y de futuras generaciones que puedan presentar esta alteración.

1.3 Pregunta de Investigación.

¿Existe concordancia entre las variables del ACM y el EF en pacientes con AVFA sin alteraciones neurológicas?

2. MARCO TEÓRICO.

2.1 Historia del análisis computarizado de la marcha.

La marcha es la evidencia de nuestro punto máximo de evolución humana. Está documentado que hace 4 millones de años los Australopitecos caminaban erguidos a pesar de su escasa capacidad craneana (16). Este proceso ayudó a la sobrevivencia de la raza humana, pues convirtió la marcha en una herramienta de desplazamiento que permitía buscar fuentes de alimentos en otros lugares (17), y a lo largo de la evolución se reconoce la marcha como el punto máximo de independencia para una persona (18).

En el análisis del patrón de marcha la primera descripción corresponde a Aristóteles (384-322 a.c) quien analizó que si una persona caminara junto a un muro con un marcador a la altura de la cabeza, el rastro que dejaría sería un zigzag, que va acorde con los pasos que da el sujeto. Posteriormente Giovanni Borelli (1608-1679) fue quien realizó el primer experimento en el análisis de la marcha que consistía en poner dos polos apartados a una distancia inespecífica y luego tratar de caminar hacia ellos manteniendo un polo en frente de otro, encontrando que siempre aparecía moviéndose a la izquierda o derecha respecto al polo más lejano, de donde dedujo los movimientos medio laterales de la cabeza durante la marcha. Posteriormente realizó estudios en la mecánica aplicada a los músculos y tendones, junto con la generación de fuerza y su respuesta a la resistencia (19).

Más adelante fue Hermann Boerhaave (1668-1738) quién aplicó la mecánica

Newtoniana para ampliar la comprensión del movimiento corporal humano a partir de la física y la matemática. Consecutivamente, los hermanos Eduard (1806-1871) y Wilhelm (1804-1891) Weber publicaron la mecánica humana de la marcha, donde experimentalmente concluyeron que la longitud del paso y la cadencia cambian con la velocidad de la marcha. Por su parte, Guillaume Duchenne (1806-1875) observó pacientes con parálisis flácida de los flexores de cadera, quienes al iniciar la fase de balanceo de la marcha no lo hacían de forma apropiada y realizaban circunducción de la cadera como mecanismo compensatorio. Complementando los aportes anteriormente nombrados, los científicos Wilhelm Braune (1831-1892) y Otto Fischer (1861-1917) fueron los primeros en hacer un análisis tridimensional de la marcha (19).

En la actualidad y como resultado de los aportes de áreas como la física, la matemática, la anatomía y la fotografía, se ha desarrollado el ACM que es el estándar de oro para la evaluación del movimiento y que utiliza una sofisticada tecnología que permite el análisis objetivo de la movilidad de los pacientes en entornos de laboratorio, brindando información de la cinética y cinemática de la marcha del paciente (20). El ACM es actualmente una herramienta de uso extensivo, que es útil tanto para la práctica clínica como para la investigación biomecánica (9). El ACM supone la evaluación de las grabaciones de vídeo, medidas clínicas y actividad electromiográfica, las cuales sirven para detectar alteraciones de la marcha con precisión (21,22).

2.2 Examen físico.

Por su lado, el examen físico (EF) es de vital importancia en la práctica clínica, debido a que brinda un punto de partida del estado del paciente y es la base para fijar objetivos desde las diferentes áreas intervinientes. Este proceso se puede

llevar a cabo mediante el uso de la escala de logros de objetivos (Goal Attainment Scale "GAS") (23). Actualmente existen una gran variedad de pruebas para la medición de las cualidades físicas del paciente, por ejemplo la fuerza puede ser medida por el dinamómetro isocinético que es considerado el estándar de oro para calcular la acción muscular dinámica y con frecuencia se utiliza en el laboratorio (24), debido a que la prueba muscular manual puede no ser lo suficientemente sensible como para medir la fuerza en rangos de movilidad normales (25). Sin embargo los dinamómetros isocinéticos no se utilizan habitualmente en el ámbito clínico, por su alto costo y porque el equipo tiene que ser adaptado para las diferentes características antropométricas de cada paciente (26).

El ACM junto con el EF y la anamnesis del paciente, dan información necesaria para tomar decisiones a nivel clínico y quirúrgico (27,28). Según Verschuren (29), se requiere amplio conocimiento de las cualidades físicas pues son el punto crítico para la evaluación de la eficacia de los programas de entrenamiento. Estos aspectos pueden ser evaluados de diversas maneras, y la interpretación de los resultados se puede utilizar para hacer inferencias respecto a la capacidad funcional general y el entrenamiento que se requiere (30).

2.3 Análisis del patrón de marcha.

El patrón de la marcha se puede dividir en una fase de apoyo y otra de balanceo (31) como se observa en la figura 1. Éstas a su vez se dividen de la siguiente manera: la fase de apoyo se define como el tiempo durante el cual la extremidad está en contacto con el suelo y soporta el peso del cuerpo; la fase de balanceo es el momento en que la extremidad está avanzando en sentido anterior. La fase de apoyo ocupa el 60% del ciclo de la marcha y la fase de balanceo ocupa el 40%.

Ambas fases se pueden subdividir aún más (32). La fase de apoyo comienza cuando el pie entra en contacto con el suelo, a esta fase se denomina golpe del talón o contacto inicial, el cual es seguido por la respuesta de carga que se produce cuando el pie inicia la flexión plantar hacia el suelo y se acepta la carga de peso. En la etapa de apoyo medio, la tibia se mueve hacia adelante sobre el pie plantigrado. Finalmente, el talón se eleva llegando a la fase de soporte terminal o final, donde inicia la fase de prebalanceo. En ésta última se realiza la transición entre la fase de apoyo y la de balanceo la cual comienza cuando el miembro inferior contralateral tiene contacto con el suelo y finaliza cuando el miembro inferior ipsilateral despegue del suelo y el peso corporal se transfiere de forma total de un miembro inferior a otro.

La fase de balanceo abarca tres períodos separados: balanceo inicial, balanceo medio y balanceo terminal. El balanceo inicial comienza con el despegue de los dedos del pie y continúa mientras el pie se eleva desde el suelo y el miembro inferior se mueve hacia adelante, el balanceo medio comienza cuando el miembro inferior oscilante avanza más allá del miembro inferior contralateral que esta en apoyo, la rodilla se extiende y el pie se desplaza en un arco en sentido anterior. La desaceleración ocurre al final de la fase de balanceo ya que la musculatura del miembro inferior oscilante que se mueve en sentido anterior detiene suavemente la extremidad, preparándose para el contacto inicial con el suelo, completando así un ciclo de la marcha.

Figura 1. Ciclo de la marcha para el miembro inferior derecho.

Apoyo					Balanceo		
Aceptación de carga		Soporte unipodal			Avance de la extremidad		
Contacto inicial	Respuesta a la carga	Apoyo medio	Apoyo final	Pre balanceo	Balanceo inicial	Balanceo medio	Balanceo terminal
							
60%					40%		

Imagen tomada del Libro de Ortopedia infantil de Tachdjian, Capítulo 5 Análisis de la marcha.

2.4 Estudios previos relacionados con ACM, EF y AVFA.

Los pacientes con AVFA presentan dificultades para caminar debido a una postura agazapada que genera ineficiencia de la marcha (33,34) dando lugar a dolor en las articulaciones (35), ya que las cargas alteradas en la rodilla pueden tener efectos adversos sobre la salud de las articulaciones. El mantenimiento de un estado adecuado del cartílago y hueso en crecimiento depende de las cargas experimentadas durante la vida diaria (36,37) y si estas estructuras son cargadas en exceso se puede producir dolor en las articulaciones, degeneración del cartílago (38) y la formación de deformidades óseas (39). El aumento de la fuerza del cuádriceps y la gravedad de la marcha agazapada no sólo contribuye al aumento de la carga tibio femoral sino que también aumenta la carga patelo femoral (40).

En un estudio de la Universidad de Estambul, Akalan et al. (4) realizaron un primer

acercamiento al patrón de marcha en pacientes con AVFA sin alteraciones neurológicas. En esta investigación escogieron cuatro grupos configurados de la siguiente manera: el primero, niños con desarrollo motor normal sin AVFA; el segundo, niños con desarrollo motor normal con AVFA; el tercero, niños con PC sin AVFA; y el cuarto, niños con PC y con AVFA. A los grupos se les realizó un ACM y posteriormente se concluyó que los efectos de la AVFA son diferentes en niños con PC en comparación a los niños con un desarrollo motor normal, pues los primeros presentan disminución en el ángulo máximo de extensión de la rodilla, a diferencia de los niños sin alteraciones neurológicas en quienes se encuentra aumentado.

Radler et al. (41) por su parte, analizaron los resultados de la tomografía computarizada y el ACM en cuanto al perfil torsional de los miembros inferiores en pacientes con AVFA y determinó que existe una pobre correlación para determinar el perfil torsional femoral pero, por otro lado, existe una fuerte asociación al determinar la torsión tibial. En este estudio se afirma que la tomografía axial computarizada es el estándar de oro para determinar el perfil torsional óseo, sin embargo se aclara que el EF es de gran utilidad para realizar un tamizaje de los pacientes (41).

Steele et al. (42) demostraron que el análisis biomecánico a nivel estático y dinámico cuantifica la relación entre la flexión de la rodilla, las fuerzas musculares y la fuerza de compresión en la tibia durante la marcha. Estas variables determinan que una postura más vertical podría reducir los riesgos causados por la alteración de la carga articular en las actividades dinámicas como caminar. El estudio concluyó que las fuerzas conjuntas deben ser más grandes al desarrollar actividades dinámicas que en una postura estática, debido a las fuerzas musculares adicionales que se requieren para soportar el peso del cuerpo durante

el movimiento para propulsar el cuerpo hacia adelante (43).

En un estudio realizado por Perry et al. (44) se examinaron las fuerzas de la rodilla en una postura agachada estática por medio de un modelo de cadáver y se informó sobre el incremento de la fuerza de compresión tibio-femoral y el aumento de flexión de la rodilla. Estas fuerzas de compresión durante la fase de contacto en la marcha pueden representar de 2 a 3 veces el peso del cuerpo en el eje tibio femoral (45–48) y esto genera que durante la marcha agazapada las fuerzas musculares de las extremidades aumenten en comparación a la marcha con un patrón normal (49).

En estudios donde se compara el EF con el ACM como el de Turner et al. (50) se toman pacientes con diabetes sin antecedentes quirúrgicos en miembros inferiores o que presenten neuropatías de origen distinto a la patología de base para este estudio. Se conformaron tres grupos para el estudio: el primero de ellos pacientes diagnosticados con diabetes pero que no presentan neuropatía o úlcera, el segundo, pacientes con neuropatía y el tercero, pacientes con úlcera. Los investigadores tienen como hipótesis que los rangos de movimientos pasivos en el tobillo se correlacionan positivamente con los rangos de movilidad durante la marcha, sin embargo concluyen que no hay una correlación entre el rango de movimiento pasivo y el rango de movimiento durante la marcha, cuando se analiza el complejo articular del tobillo, lo cual se puede presentar por las limitaciones de las técnicas clínicas actuales para detectar la movilidad articular limitada.

En el estudio de Domagalska et al. (51) se indagó sobre la relación que existe entre las medidas a nivel clínico y el análisis de la marcha en pacientes pediátricos con PC. El objetivo del estudio fue explorar la relación entre la espasticidad de los

miembros inferiores y la alteración del patrón normal de marcha y por lo tanto la muestra consistió en 36 niños con parálisis cerebral, 18 con hemiplejía espástica y 18 con diplejía espástica, entre 7 a 12 años. A los pacientes se les midieron los rangos de movilidad articular de forma activa y se realizó el análisis de la marcha utilizando el sistema Zebris. En el estudio se concluye que a pesar de las correlaciones significativas entre las medidas clínicas y los datos del análisis de la marcha, los coeficientes de correlación fueron bajos, lo que indica la independencia de la evaluación clínica y el patrón de marcha, así mismo confirma que las dos pruebas brindan información importante de los problemas de funcionamiento de los pacientes con parálisis cerebral.

El estudio realizado por Kang et al. (52) tiene como hipótesis que la medida de dorsiflexión del tobillo de forma pasiva y con carga de peso es un estimador para la cinemática del tobillo durante la marcha, razón por la cual se relacionaron estas variables con una medición de la goniometría del tobillo partiendo de la rodilla en extensión. En este estudio se examinó la relación entre el máximo de dorsiflexión del tobillo con tres medidas: la primera de éstas durante la marcha, la segunda con carga de peso de forma estática y la tercera sin carga de peso. Las correlaciones se realizaron con el coeficiente de correlación de Pearson y concluyeron que la medición de la dorsiflexión con carga de peso tiene una correlación positiva y estadísticamente significativa con la dorsiflexión medida durante el análisis de la marcha.

Un estudio desarrollado por Maas et al. (53) tomó una muestra de 10 pacientes con patrón de marcha agazapada para determinar los efectos de la disminución de la dorsiflexión del tobillo en la cinemática de la marcha en pacientes con PC espástica y los resultados mostraron una correlación negativa entre la disminución de la dorsiflexión y el aumento de la flexión de la rodilla durante la marcha. Así



mismo concluyen que los cambios en los ángulos del tobillo durante la marcha no están relacionados con los cambios en la evaluación de los rangos de movilidad articular de la dorsiflexión.



3. HIPÓTESIS.

Ho: No existe concordancia entre las variables del examen físico y el análisis computarizado de la marcha.

Ha: Existe concordancia entre las variables del examen físico y el análisis computarizado de la marcha.

4. OBJETIVOS.

4.1 Objetivo general.

- Evaluar la concordancia entre las variables examinadas en el análisis computarizado de la marcha y el examen físico en pacientes con anteversión femoral aumentada sin alteraciones neurológicas.

4.2 Objetivos específicos.

- Conocer la distribución de las variables del EF y ACM en pacientes con AVFA sin PC.
- Identificar la correlación entre la cinemática de la marcha y la goniometría de cadera, rodilla y cuello de pie en esta población.
- Hallar la correlación entre la cinemática de la marcha y la anteversión femoral medida en el EF.
- Determinar la correlación entre el GDI, la velocidad de la marcha y el índice de consumo de energía con la anteversión femoral medida en el EF.

5. METODOLOGÍA.

5.1 Enfoque metodológico de la investigación.

Enfoque cuantitativo.

5.2 Tipo de estudio.

Estudio observacional de concordancia entre el ACM y el EF en pacientes con AVFA sin alteraciones neurológicas. Los datos se obtuvieron por medio de una sola aplicación del ACM y EF, donde al paciente se le realizó primero el EF y posteriormente el ACM en una sola sesión de evaluación. La recolección de los datos se realiza de forma retrospectiva de los años 2010 al 2014.

5.3 Población

La población a quien se le realizó el ACM y el EF durante el año 2010 al 2014 fue de 3747 pacientes. Este procedimiento se realizó por concepto de un Médico especialista en Ortopedia Infantil o Fisiatría quién solicitó estos exámenes debido a la presencia y persistencia de una alteración en el sistema neuromuscular y/o osteomuscular, que altera la cinética y cinemática de la marcha.

De esta población se extrajo la muestra final que consistió en 38 pacientes (figura 2), teniendo en cuenta los siguientes criterios de inclusión y exclusión:

Criterios de inclusión:

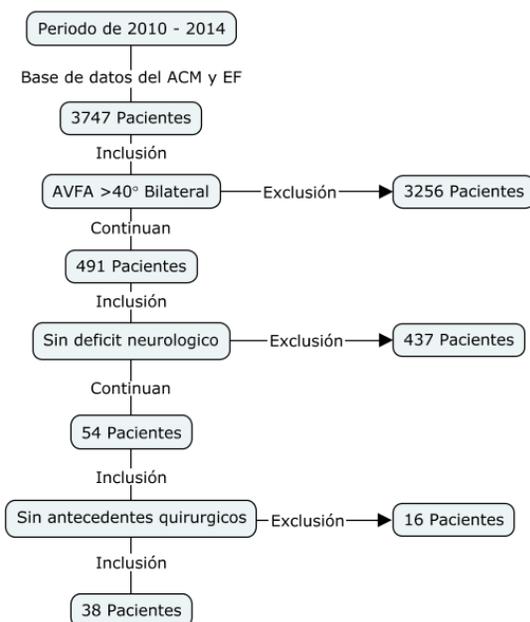
- Pacientes con AVFA mayor a 40° bilateral.

- Pacientes sin déficit o alteraciones patológicas a nivel neuromuscular.
- Pacientes sin patologías en la cadera (Legg – Calve – Perthes, Displasia del desarrollo de la cadera, Deslizamiento capital femoral).

Criterios de exclusión:

- Pacientes con Diagnóstico de Escoliosis.
- Pacientes con enfermedades genéticas (Síndrome de Down, Síndrome de Elnor – Dalnos, Síndrome de Marfan).
- Luxación recurrente de rótula.
- Discrepancia mayor a un centímetro en los miembros inferiores.
- Pacientes con antecedentes quirúrgicos a nivel de miembros inferiores.

Figura 2. Flujograma de la inclusión de los pacientes en el estudio.



5.4 Diseño muestral.

Es un muestreo por conveniencia, tomando los pacientes durante el periodo anteriormente descrito de la base de datos del laboratorio de análisis de la marcha del IOIR, centro de referencia de Ortopedia Infantil en Colombia. La población base tuvo diagnóstico de síndrome maltorsional, genu valgo bilateral, alteración de la marcha, dolor patelofemoral, anteversión femoral bilateral y luxación de rodilla, todas estas alteraciones relacionadas con la presencia de AVFA. De estos pacientes se escogieron los que presentaban anteversión femoral mayor a 40 grados de forma bilateral, debido a que los rangos esperados para un niño de este rango situó a los pacientes en una categoría fuera de la normalidad para el perfil torsional del fémur (54).

5.5 Descripción de las variables.

Las variables que se examinaron en el presente estudio se dividen en tres categorías: la primera son los datos descriptivos, la segunda es la categoría de variables examinadas en el EF que agrupa las variables de goniometría de los miembros inferiores medida de forma pasiva y la medición de la anteversión femoral tomada clínicamente con el paciente en decúbito prono con una flexión de rodilla de 90 grados, estabilizando la pelvis y realizando rotación interna de cadera donde se busca el punto de mayor prominencia del trocánter mayor, el ángulo formado entre la pierna y una línea perpendicular a la base de la camilla es el dato registrado; y, finalmente la tercera de ellas es la categoría de las variables pertenecientes al ACM que comprende los rangos de movimiento de cadera, rodilla y pie junto con el GDI, velocidad de la marcha y el índice de consumo de energía. (Ver tabla 1)

5.5.1 Diagrama de variables.

Las variables examinadas en el presente estudio y sus relaciones se pueden ver en los siguientes diagramas. El primero muestra las correlaciones entre las variables del ACM y del EF de cinemática y goniometría y también especifica las variables de datos descriptivos de la muestra (figura 2). El segundo diagrama presenta las correlaciones de Cinemática de la marcha, GDI, Índice de consumo de energía, velocidad y Anteversión Femoral para las variables del ACM y del EF (figura 3).

Figura 2. Diagrama de variables de datos descriptivos, cinemática de la marcha y goniometría.

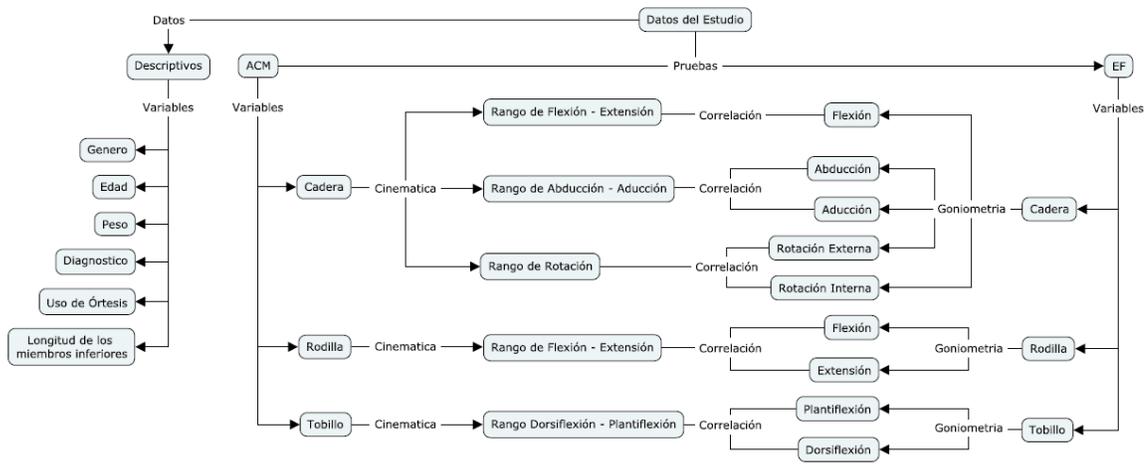
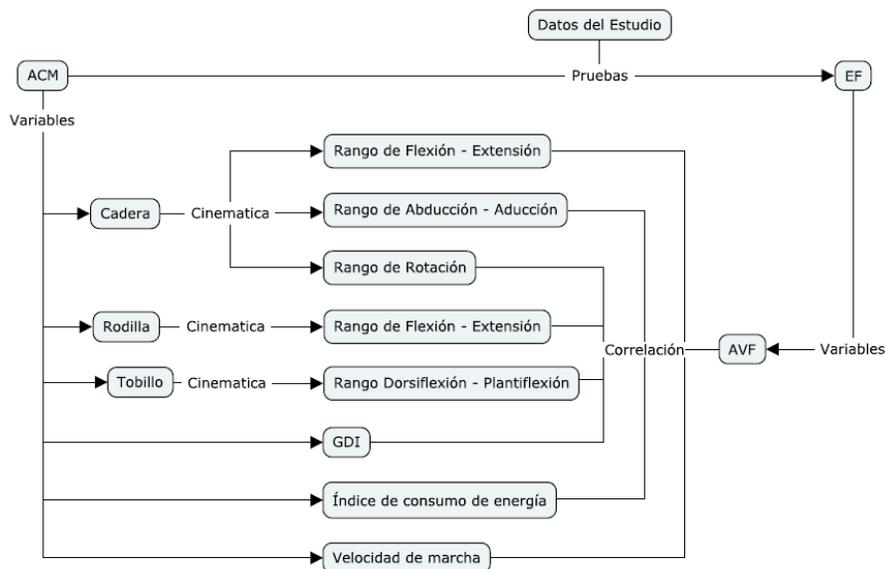


Figura 3. Diagrama de variables de Cinemática de la marcha, GDI, Índice de consumo de energía, velocidad y Anteversión Femoral (AVF)



5.5.2 Tabla de variables.

Tabla 1. Operacionalización de las variables del estudio.

Variable N°	Categoría	Extremidad	Nombre	Naturaleza	Nivel de medición	Categorías de la variable/Unidad de medida
1	Datos Descriptivos	No aplica	Género	Cualitativa (Dicotómica)	Nominal	Femenino Masculino
2			Edad	Cuantitativa (Discreta)	Razón	Años
3			Peso	Cuantitativa (Discreta)	Razón	Kilogramos
4			Diagnóstico	Cualitativa (Politómica)	Nominal	Síndrome maltorsional, genu valgo bilateral, alteración de la marcha, dolor

						patelofemoral, anteversión femoral bilateral y luxación de rodilla
5			Uso de Órtesis	Cualitativa (Politómica)	Nominal	No usa, Plantillas y UCBL
6			Longitud de los Miembros Inferiores	Cuantitativa (Continua)	Razón	Cm
7	Examen Físico	Cadera	Flexión	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
8			Abducción	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
9			Aducción	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
10			Rotación externa	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
11			Rotación interna	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
12		Rodilla	Flexión	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
13			Extensión	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
14		Tobillo	Plantiflexión	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
15			Dorsiflexión	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados
16			Fémur	AVF	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo
17	Análisis Computariza	Cadera	Rango de Flexión -	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados

	do de la		Extensión				
18	Marcha		Rango de Abducción - Aducción	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados	
19			Rango de Rotación	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados	
20		Rodilla	Rango de Flexión - Extensión	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados	
21		Tobillo	Rango Dorsiflexión - Plantiflexión	Cuantitativa (Discreta)	Intervalo	Grados	
22		No aplica		GDI	Cuantitativa (Continua)	Razón	Porcentaje
23				Velocidad de marcha	Cuantitativa (Discreta)	Razón	Metros/segundo
24				Índice de consumo de energía	Cuantitativa (Discreta)	Razón	No aplica

5.6 Técnicas de recolección de información.

5.6.1 Fuentes de Información.

Fuente secundaria: Los datos pertenecen a la base de datos global del laboratorio de análisis de la marcha del IOIR.

5.6.2 Instrumento de recolección de información.

Mediante el software Filemaker[®] se recolectó la información necesaria de las historias clínicas de los pacientes.

El ACM utilizó el programa “BTS GaitLab” que proporciona datos cuantitativos que permiten examinar y analizar los problemas posturales y relacionados con la marcha, como las anomalías de la carga y los déficits musculares (55).

El BTS “GaitLab” tiene los siguientes componentes:

- BTS SMART-DX 6000 (8 cámaras y núcleo).
- BTS FREEEMG 1000 8 sondas inalámbricas EMG.
- BTS P-6000 (área de detección 1800x800mm - equivalente a 4 placas de fuerza tradicionales).
- BTS eVIXTA (2 videocámaras).
- Monitor LCD.
- Kit de calibración Thor.
- Kit de marcadores.

Estas herramientas y la aplicación de protocolos exhaustivos para la ubicación de los sensores, calibración de las cámaras y las placas de fuerza, ayudan a mejorar la calidad de la información obtenida.

En el EF la medición de los rangos de movilidad articular se hizo con goniómetro tomando como referencia el procedimiento descrito por Taboadela (56), donde se establecen los sitios anatómicos de referencia para la medición de los rangos de movilidad articular en cadera, rodilla y tobillo.

5.6.3 Proceso de obtención de la información.

La base de datos se extrajo de Filemaker[®] donde se obtuvo la muestra final de 38

pacientes y se buscó el informe de cada uno de ellos para guardar la información generada por “BTS GaitLab” y el video. Finalmente se buscaron los archivos planos de cada uno de los exámenes donde se encuentran todas las coordenadas de las gráficas de cinemática que fueron de vital importancia para el análisis.

5.7 Control de errores y sesgos.

En este estudio se realizó un muestreo por conveniencia, lo cual pudo dar lugar a la aparición del sesgo de selección, por la falta de aleatorización de la población. Sin embargo, por la naturaleza secundaria del tipo de fuente y el número total de casos, el muestreo por conveniencia fue la opción escogida. En cuanto al sesgo de confusión se controlaron las variables que pueden influir en la medición de la anteversión femoral, por medio de criterios exhaustivos de inclusión y exclusión para muestra final de pacientes en el estudio.

5.8 Técnicas de procesamiento y análisis de los datos.

Las coordenadas de las gráficas de cinemática, estaban organizadas con 100 capturas ubicadas en las filas y correspondientes al 100% del ciclo de la marcha.

En la construcción de las variables del ACM se dividieron las fases de la marcha en apoyo correspondiente a los valores de 0 a 60 del ciclo de la marcha y en la fase de balanceo se tomaban los valores de 61 a 100 del ciclo de la marcha. En la construcción del rango de movilidad para cada una de las fases de la marcha, se tomó el mínimo y máximo de cada movimiento articular analizado, para posteriormente realizar una resta y obtener el valor del rango de movimiento.

En las variables del EF se tomó el valor absoluto que aparece en la base de datos, entendiendo éste como un rango de movilidad articular que va desde 0 grados hasta el valor que se registra. Finalmente, se hizo una consolidación de la información en una sola base de datos, donde se conjugaron las variables del EF y del ACM. Esta base de datos se importó al software SPSS para realizar los análisis estadísticos necesarios.

El análisis de datos se inició con un segmento descriptivo de las variables género, edad, peso, diagnóstico, uso de órtesis y longitud de los miembros inferiores, con el fin de caracterizar a la muestra de pacientes del estudio. Con las variables de edad, peso y longitud de los miembros inferiores se les aplicó la prueba de normalidad de Shapiro – Wilk (57) y en el caso que presentaran una distribución normal se presentaba la media y la desviación estándar y cuando presentaran una distribución no normal se reportó la mediana y el rango intercuartílico.

En el análisis de las variables del EF y el ACM, lo primero que se indagó fue la distribución de la normalidad de éstas, con el fin de conocer la prueba estadística adecuada. En el caso de tener dos variables cuantitativas con distribución normal la prueba estadística que se debe aplicar es el coeficiente de correlación de Pearson (58), y en caso de tener dos variables cuantitativas y una de estas o las dos no tienen una distribución normal, se debe hacer uso del coeficiente de correlación de Spearman (57).

Se buscaron entonces las correlaciones entre los rangos de la cadera, rodilla y tobillo obtenidos por el EF y el ACM y también se indagó sobre las correlaciones de los rangos de cadera, rodilla y tobillo del ACM, el GDI, la velocidad de la marcha y el índice de consumo de energía con los grados de anteversión femoral reportados en el examen físico (41).

6. CONSIDERACIONES ÉTICAS.

Esta investigación se acogió al Decreto 8430 de 1993 del ministerio de salud de Colombia, por el cual se establecen las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud. Este estudio se considera como investigación sin riesgo, debido a que se realizó una revisión de historias clínicas institucionales y registros del laboratorio de análisis de la marcha del IOIR.

Esta investigación mantuvo la confidencialidad de los participantes, respetando todo el material donde se tengan imágenes, datos biométricos y videos por los que se pueden identificar al participante. Este conjunto de datos, al tener información del estado de salud del paciente, los convierte en datos sensibles y requieren un manejo adecuado, respetando los derechos de todos los participantes. Los resultados de este estudio serán para beneficio de los pacientes y profesionales de las ciencias de la salud, buscando un mejoramiento continuo en la atención brindada.

Los autores de esta investigación no tienen conflictos de interés, ni filiación con empresas que puedan beneficiarse de los resultados. Se tuvo como principios rectores los cuatro principios bioéticos tales como la autonomía, no maleficencia, beneficencia y justicia. Este proyecto es aprobado por el comité de ética e investigación del IOIR.

7. RESULTADOS.

La edad de la población tiene una dispersión elevada, se presenta la mediana de 9 años, debido a que la muestra poblacional tiene pacientes de 3 años en el límite inferior y de 21 años en el límite superior. En cuanto al género se encontró que un 76,3 % eran mujeres y en cuanto al diagnóstico vemos que el más frecuente es el síndrome maltorsional con el 50 %. En el uso de órtesis se pudo observar que la mayoría de pacientes del estudio no hacen uso de estos aditamentos, sin embargo en la muestra de pacientes la plantilla con realce escafoideo es más usada que la órtesis UCBL. Estos resultados se pueden observar en la tabla 2.

Tabla 2. Descripción de las variables de la muestra de pacientes.

Variable		Mediana	RIC*	Min	Max
	Edad (Años)	9	6	3	21
	Peso (Kg)	31	21,5	12	58
Longitud de miembros inferiores	Derecho	66,8	22,2	46,5	85,8
	Izquierdo	66,0	22,8	46,2	85,8
Variable		n	%		
Género	Femenino	29	76,3		
	Masculino	9	23,7		
Diagnostico	Síndrome Maltorsional	19	50,0		
	Genu valgo bilateral	7	18,4		
	Luxación de rodilla	2	5,3		
	Dolor patelofemoral	1	2,6		
Uso de órtesis	No Usa	32	84,2		
	Plantilla	5	13,2		
	UCBL [†]	1	2,6		

Rango intercuartilico* Órtesis del Laboratorio de la Universidad de Berkeley California[†]

A nivel de la articulación de la cadera los rangos de flexión se encuentran de los rangos de normalidad y en los rangos de abducción y aducción se encuentran entre 3 y 8 grados por debajo de la normalidad respectivamente, los datos de la normalidad son tomados del capítulo de análisis de la marcha del libro de Tachdjian (32). Sin embargo, en la rotación externa se encuentra disminuida en 12 grados y la rotación interna se encuentra aumentada en 30 grados lo que se relaciona con los ángulos de la anteversión femoral que están elevados en esta muestra de pacientes.

A nivel de la rodilla los rangos de flexión se encuentran dentro de los valores normales y la extensión presenta el mismo comportamiento sin embargo su dispersión es elevada. En el tobillo la plantiflexión se encuentra 8 grados por debajo de la normalidad y la dorsiflexión tiene valores normales. Se observó una simetría de los dos hemicuerpos para la cadera, rodilla y tobillo y en la medición de anteversión femoral se presentó el mismo patrón. Esto significa que la población no tiene alteraciones diferentes del aumento de la anteversión femoral y su sistema neuromuscular se encuentra en óptimas condiciones.

Tabla 3. Descripción y distribución de las variables del EF.

Articulación	Rango de movilidad articular	Derecha				Izquierda			
		Media	DE*	Shapiro-Wilk Est.†	Sig.‡	Media	DE*	Shapiro-Wilk Est.	Sig.
Cadera	Flexión	125,8	6,0	0,913	0,006	126,9	6,5	0,926	0,015
	Abducción	42,3	7,1	0,978	0,634	41,7	7,5	0,970	0,381
	Aducción	21,3	4,5	0,952	0,102	21,3	5,2	0,935	0,028
	Rotación externa	33,9	12,2	0,972	0,459	33,4	12,3	0,962	0,218
	Rotación interna	76,6	8,8	0,966	0,298	75,8	8,0	0,970	0,400
Rodilla	Flexión	146,7	7,8	0,942	0,050	147,2	7,8	0,970	0,392
	Extensión	6,6	6,2	0,952	0,104	6,9	6,4	0,938	0,035
Tobillo	Plantiflexión	41,6	8,2	0,973	0,491	42,9	8,5	0,939	0,040

Dorsiflexión	30,0	9,5	0,971	0,424	29,1	10,1	0,962	0,216
Anteversión femoral	46,3	5,9	0,828	0,000	47,1	6,7	0,841	0,000

Los datos de rango de movilidad articular y la anteversión femoral son presentados en grados,* Desviación estándar (DE), † Estadístico, ‡ Significancia.

En las variables del ACM se observó que los rangos analizados son simétricos entre los dos hemicuerpos donde un 65,3% de las variables presentaron una distribución normal, aplicando la prueba de Shapiro – Wilk. El rango de flexión – extensión de cadera en la fase la de apoyo está dentro de los rangos de la normalidad teniendo en cuenta que la marcha inicia con 30 grados de flexión y finaliza con 10 grados de extensión, en la fase de balanceo la flexo – extensión de cadera está dentro de los rangos de normalidad. En el rango de aducción – abducción en el apoyo y en el balanceo los parámetros de la muestra del estudio son normales, en el rango de rotación interna – externa en la fase de apoyo se encuentra disminuida por 4 grados y en la de balanceo por 7 grados.

Tabla 4. Descripción y distribución de las variables del ACM.

Articulación	Rango analizado	Fase de la marcha	Derecha				Izquierda			
			Media	DE*	Shapiro-Wilk Est.†	Sig.‡	Media	DE*	Shapiro-Wilk Est.†	Sig.‡
Cadera	Rango de flexión - extensión	de Apoyo	39,13	5,74	0,98	0,69	39,84	5,01	0,99	0,91
		- Balanceo	30,69	6,05	0,94	0,04	31,73	5,56	0,97	0,31
	Rango de aducción - abducción	de Apoyo	12,63	3,98	0,94	0,05	12,00	3,50	0,95	0,12
		- Balanceo	5,57	3,05	0,90	0,00	5,57	3,05	0,90	0,00
	Rango de Rotación interna - externa	de Apoyo	13,15	7,43	0,93	0,02	11,40	5,43	0,92	0,01
		- Balanceo	10,61	7,29	0,73	0,00	10,78	4,78	0,90	0,00

Rodilla	Rango de flexión - extensión	Apoyo	32,60	7,30	0,97	0,51	31,98	6,59	0,94	0,05
		Balaneo	48,63	8,02	0,96	0,14	48,54	7,50	0,98	0,56
Pie	Rango de Dorsiflexión - Plantiflexión	Apoyo	22,90	5,82	0,97	0,41	22,37	5,63	0,97	0,50
		Balaneo	14,84	5,24	0,95	0,12	14,38	4,38	0,98	0,71
	GDI		91,49	9,51	0,96	0,17	91,13	9,89	0,98	0,79
	Velocidad de la marcha		1,00	0,16	0,95	0,08	1,00	0,16	0,95	0,08
	Índice de consumo de energía		0,39	0,24	0,92	0,01	0,39	0,24	0,92	0,01

Los datos de rango de movilidad articular y la anteversión femoral son presentados en grados,* Desviación estándar (DE), † Estadístico, ‡ Significancia.

En la rodilla, en el rango de flexión – extensión en la fase de apoyo se presentan valores normales, no obstante en la fase de balanceo se encuentra disminuidos los rangos en 7 grados. A nivel del pie en el rango de dorsiflexión – plantiflexión en la fase de apoyo se encuentran disminuidos en 5 grados y en balanceo en 4 grados. A nivel del GDI los rangos encontrados evidencian un patrón de marcha adecuado en la muestra de pacientes del estudio.

Análisis bivariado

A nivel de la articulación de la cadera (Tabla 5) la relación es positiva en la flexión cuando se correlaciona con la fase de apoyo, donde el valor de la cadera izquierda tiene una asociación moderada con significancia estadística, sin embargo esta tendencia no se mantiene en la fase de balanceo. En la aducción se mantiene una correlación positiva débil en la fase de apoyo, en la fase de balanceo se observa que la correlación con la abducción es nula. En cuanto la goniometría de rotación

interna y externa con la cinemática del rango de rotación interna – externa se obtiene una correlación negativa.

Tabla 5. Correlación de las variables de la goniometría del EF y la cinemática del ACM de la articulación de la Cadera.

EF	ACM	Fase de la marcha	Lateralidad	Coefficiente de correlación	Valor de la correlación	Sig. (Bilateral)
Flexión	Rango de flexión	de Apoyo	Derecho	Spearman	0,184	0,269
		- Balanceo	Derecho	Spearman	-0,022	0,898
Flexión	extensión	de Apoyo	Izquierdo	Spearman	0,351*	0,031
		- Balanceo	Izquierdo	Spearman	0,055	0,648
Aducción	Rango de aducción	de Apoyo	Derecho	Pearson	0,233	0,159
Abducción		- Balanceo	Derecho	Spearman	-0,006	0,972
Aducción	abducción	de Apoyo	Izquierdo	Spearman	0,187	0,261
Abducción		- Balanceo	Izquierdo	Spearman	0,012	0,942
Rotación externa	Rango de Rotación interna	de Apoyo	Derecho	Spearman	-0,146	0,381
		- Balanceo	Derecho	Spearman	0,024	0,885
Rotación interna	externa	de Apoyo	Izquierdo	Spearman	-0,132	0,430
		- Balanceo	Izquierdo	Spearman	-0,008	0,961
Rotación interna	externa	de Apoyo	Derecho	Spearman	-0,102	0,543
		- Balanceo	Derecho	Spearman	-0,134	0,422
Rotación interna	externa	de Apoyo	Izquierdo	Spearman	-0,248	0,133
		- Balanceo	Izquierdo	Spearman	-0,053	0,753

* La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral)

Las correlaciones de la articulación de la rodilla (Tabla 6) muestran una relación negativa, teniendo valores mayores cuando el rango de la flexión y extensión se correlaciona con la flexión del EF, incluso obteniendo un valor estadísticamente significativo en la fase de apoyo izquierdo.

Tabla 6. Correlación de las variables de la goniometría del EF y la cinemática del ACM de la articulación de la Rodilla.

EF*	ACM	Fase de la marcha	Lateralidad	Coefficiente de correlación	Valor de la correlación	Sig. (Bilateral)
Flexión		Apoyo		Pearson	-0,205	0,217
		Balanceo		Pearson	-0,172	0,301
Extensión	Rango de flexión - extensión	Apoyo	Derecho	Pearson	-0,157	0,346
		Balanceo		Pearson	0,016	0,924
Flexión		Apoyo	Izquierdo	Pearson	-0,363*	0,025
		Balanceo		Pearson	-0,146	0,383
Extensión		Apoyo		Spearman	0,022	0,893
		Balanceo		Spearman	-0,069	0,679

* La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

A nivel de la articulación del tobillo se observa que las correlaciones halladas (Tabla 7) tienen una relación negativa con predominio del hemicuerpo izquierdo, obteniendo valores significativamente estadísticos en la fase de apoyo izquierda para la plantiflexión y la dorsiflexión. A nivel del hemicuerpo derecho se obtuvieron relaciones negativas cuando se correlacionó con la plantiflexión. Por otro lado las relaciones fueron positivas cuando se correlacionó la dorsiflexión, no obstante los valores de las correlaciones fueron cercanos a cero para todos los casos del hemicuerpo derecho.

Tabla 7. Correlación de las variables de la goniometría del EF y la cinemática del ACM de la articulación del Tobillo.

EF*	ACM	Fase de la marcha	Lateralidad	Coefficiente de correlación	Valor de la correlación	Sig. (Bilateral)
Plantiflexión	Rango	Apoyo	Derecho	Pearson	-0,145	0,386
	Dorsiflexión	Balanceo		Pearson	-0,015	0,927

Dorsiflexión	Plantiflexión	Apoyo	Pearson	0,111	0,507
		Balanceo	Pearson	0,182	0,275
Plantiflexión		Apoyo	Spearman	-0,349*	0,032
		Balanceo	Spearman	-0,142	0,394
Dorsiflexión		Apoyo Izquierdo	Pearson	-0,360*	0,026
		Balanceo	Pearson	-0,152	0,363

* La correlación es significativa en el nivel 0,05 (bilateral).

En las correlaciones de la cinemática de la marcha y los rangos de movilidad articular del EF se obtuvieron correlaciones con un sentido negativo lo que indica la falta de correlación que existe entre estas variables. Es importante ver que solo hubo cuatro correlaciones estadísticamente significativas y tres de ellas mostraron una correlación negativa.

En la medición de la correlación de la cinemática de cadera, rodilla y tobillo con la anteversión femoral (Tabla 8) se observó que tiene una correlación positiva con la flexión de la cadera, sin embargo este comportamiento solo se da a nivel izquierdo. En el rango de aducción – abducción y de rotación se encuentran correlaciones positivas y negativas débiles o nulas. En la articulación de la rodilla las correlaciones son débiles y van en rangos positivos y negativos y a nivel del tobillo solo se presentan correlaciones negativas con valores más elevados a nivel derecho.

Tabla 8. Correlación de la cinemática de Cadera, Rodilla y Tobillo del ACM y la Anteversión Femoral (AVF) del EF.

Articulación	ACM	Fase de la Marcha	EF	Lateralidad	Valor de la Correlación	Sig. (Bilateral)
Cadera	Rango de Flexión - Extensión	Apoyo		Derecha	0,02	0,91
		Balanceo	AVF		-0,10	0,53
		Apoyo		Izquierda	0,23	0,17

		Balanceo		0,20	0,24
	Rango de	Apoyo Derecha		0,07	0,68
	Aducción -	Balanceo		0,05	0,76
	Abducción	Apoyo Izquierda		0,11	0,50
		Balanceo		-0,07	0,67
	Rango de	Apoyo Derecha		-0,01	0,93
	Rotación interna -	Balanceo		-0,11	0,50
	externa	Apoyo Izquierda		0,05	0,76
		Balanceo		0,12	0,47
Rodilla	Rango de Flexión - Extensión	Apoyo Derecha	AVF	0,10	0,54
		Balanceo		-0,01	0,95
		Apoyo Izquierda		0,00	0,98
		Balanceo		-0,20	0,24
Pie	Rango Dorsiflexión - Plantiflexión	Apoyo Derecha	AVF	-0,24	0,14
		Balanceo		-0,30	0,07
		Apoyo Izquierda		-0,07	0,66
		Balanceo		-0,08	0,65
	GDI	Derecha		0,05	0,79
		Izquierda		0,15	0,37
	Velocidad de	Derecha	AVF	0,06	0,73
	marcha	Izquierda		0,26	0,12
	Índice de consumo	Derecha		0,01	0,95
	de energía	Izquierda		-0,14	0,42

En el análisis del GDI, la velocidad de la marcha y el índice de consumo de energía, solo se presentan correlaciones débiles. En la tabla 8 las correlaciones de la anteversión femoral con la cinemática del ACM mostraron valores que no tienen significancia estadística. Por la falta de correlación existente en las dos pruebas analizadas es necesario aceptar la hipótesis nula del estudio.

8. DISCUSIÓN.

La distribución de género en la muestra de pacientes del estudio muestra un porcentaje mayor para el género femenino, lo cual concuerda con los resultados descritos por Jacquemier (59). El autor afirma por otro lado que la anteversión femoral va disminuyendo con la edad, sin embargo este comportamiento no se presenta en la muestra estudiada. En cuanto los rangos de movilidad articular medidos de forma pasiva se encuentran dentro de los rangos de normalidad comparados con los rangos descritos por Taboadela (56).

En el estudio se observa que los rangos de flexión de la cadera en la cinemática son normales, lo cual difiere del estudio realizado por Bruderer et al. (3) donde se afirma que la flexión de cadera está aumentada durante todas las fases de la marcha. Sin embargo en el estudio realizado Akalan et al. (4) se reporta que los rangos de la flexión de la cadera están disminuidos, lo cual muestra la falta de consenso para los rangos de flexión de la cadera en la cinemática de la marcha en pacientes con AVFA. En cuanto la correlación de la anteversión femoral con los rangos de flexión – extensión de la cadera durante la marcha según el estudio de Radler et al (41) existe correlación positiva lo cual concuerda con las mediciones del hemicuerpo izquierdo de este estudio.

A nivel de la rotación interna y externa de cadera, en este estudio se encuentra un aumento de la rotación interna en el EF, no obstante este aumento no se ve reflejado en el ACM, donde en la fase de apoyo y de balanceo el rango de rotación interna y externa se encuentran disminuidas, característica que no concuerda con la muestra de pacientes del estudio de Bruderer et al. (3) donde también hallaron

que la extensión de la rodilla se encuentra disminuida durante todas las fases de la marcha. Esto se relaciona parcialmente con los resultados de esta investigación, debido a que se observaron parámetros normales en la fase de apoyo de la rodilla, no obstante se evidenció disminución del rango de flexión – extensión de la rodilla en la fase de balanceo.

En los estudios de Arnold et al. (60) que se desarrollaron en modelos computacionales, el aumento de la rotación interna de la cadera puede ser un mecanismo compensatorio adoptado por los pacientes con AVFA para lograr una abducción necesaria para caminar, sin embargo esta conclusión no concuerda con los resultados de esta investigación, debido a que los rangos de aducción – abducción en el ACM se encuentran dentro de la normalidad y en los rangos de rotación interna – externa se muestra una disminución. No obstante en los valores de rotación de la cadera, donde se obtuvieron correlaciones negativas, es importante aclarar que la medición de la rotaciones por parte del ACM son deficientes por la falta de conocimiento del centro de rotación de la cadera, esto se afirma en el estudio realizado por McGinley et al. (61) donde concluyen que la medición de la rotación a nivel de la cadera es una de las medidas que presenta errores significativos en los diferentes laboratorios de análisis de la marcha.

En cuanto la relación del GDI con la anteversión femoral se muestra una correlación positiva débil, esto se relaciona con las conclusiones del estudio de Radler et al. (41) donde afirma que la anteversión femoral no es un predictor del GDI. La falta de correlación de la cinemática de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo del ACM, con los rangos de movilidad articular y la anteversión femoral del EF concuerdan con los resultados descritos por Turner et al. (50), Domagalska et al. (51) y Maas et al. (53), sin embargo es importante resaltar que la medición de los rangos de movilidad articular del EF se realizó de forma pasiva,

lo cual pudo influir en la no existencia de concordancias positivas y estadísticamente significativas, Kang et al. (52) y Nawoczenski et al (62) demostraron que la medición de los rangos de movilidad articular en el tobillo se deben realizar de forma activa e idealmente con cargas de peso a nivel de los miembros inferiores, ya que estas medidas tienen una correlación positiva con la cinemática de la marcha de la dorsiflexión y la plantiflexión del tobillo. La falta de concordancia de las pruebas del EF y el ACM no implica la superioridad de alguna de éstas, es una razón para ver su naturaleza complementaria.

En cuanto al índice de consumo de energía según la revisión realizara por Waters et al. (34) el aumento de la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo genera un mayor consumo energético por el aumento de fuerzas a nivel patelofemoral y del cuádriceps, no obstante en este estudio no se encontró una correlación entre la AVFA y el índice de consumo de energía.

Aunque la tecnología del ACM ha sido perfeccionada a través de los años, la revisión de la literatura científica realizada por McGinley et al. (61) concluye que aunque la mayoría de los errores en el análisis de la marcha son probablemente aceptables, generalmente no son lo suficientemente pequeños como para ser ignorados durante la interpretación de los datos clínicos. Muchas técnicas actuales dependen en gran medida de la habilidad de los evaluadores para colocar con precisión los marcadores, y la colocación inexacta de los marcadores es casi con seguridad la principal fuente de error. A pesar del cumplimiento de los protocolos establecidos para la colocación de los marcadores, esta parte del ACM puede ser una fuente de error en los datos del estudio.

Una de las limitaciones del estudio es la variabilidad en las edades, sin embargo los pacientes tienen rangos anormales de anteversión femoral para la edad,

comparados con los datos reportados en el estudio desarrollado por Serrano (11) en población colombiana donde analizan el perfil rotacional en Bogotá y Barranquilla con 945 niños entre 3 y 10 años. Otra limitación que se presentó en el estudio fue el tamaño de la muestra de pacientes, sin embargo al comparar con otros estudios relacionados con el ACM, con frecuencia la muestra para el análisis de la marcha se realiza con pocos pacientes por los costos y el tiempo que esto implica (63).

En cuanto a las pruebas estadísticas es necesario aclarar que el coeficiente de correlación de Pearson es muy sensible a la presencia de valores extremos, tal como lo afirma Shong (64), y así mismo el coeficiente de correlación de Spearman tiene una eficacia relativa cuando se usa con una muestra que tiene una distribución normal bivariada, obteniendo un 91% de eficacia para rechazar la hipótesis nula (57). No obstante en el análisis de este estudio se aplicó esta prueba estadística cuando alguna de las variables tenía una distribución no normal.

9. CONCLUSIONES.

En la investigación desarrollada se puede concluir que a pesar de todos los avances que se han tenido en el área de análisis del movimiento, hace falta avanzar en el desarrollo de tecnologías para la medición del movimiento. En el caso del ACM es necesario obtener una mejor calidad del dato y que cada vez se pueda tener un mayor control en la aparición de errores en la medición, con el fin de obtener medidas que tengan una mayor validez.

En cuanto al EF de los pacientes con AVFA sin alteraciones neurológicas, podemos observar que tienen rangos por fuera de la normalidad en la goniometría de la cadera en abducción, aducción, rotación interna y externa, a nivel de rodilla se obtuvieron valores normales y en el tobillo se encontró que la disminución de la plantiflexión. En el ACM se presentó rangos normales en la flexión – extensión, aducción – abducción de la cadera, sin embargo se presentó disminución en la rotación interna y externa, en el rango de flexión – extensión de la rodilla se presentaron rangos normales y a nivel del tobillo la plantiflexión se observa disminuida y la dorsiflexión reporto rangos normales.

Los hallazgos del EF y del ACM no concuerdan con los reportados en la literatura científica donde se encuentra diversos valores para el análisis a nivel de la cadera, esto evidencia la falta de consenso para determinar la cinemática de la marcha en pacientes con AVFA sin alteraciones neurológicas, razón por la cual se requieren más estudios en población con alteraciones rotacionales de los miembros inferiores, también es importante determinar si el ACM, tiene la misma sensibilidad y especificidad para los planos coronal, sagital y transversal.



Al evaluar la concordancia entre la goniometría de cadera, rodilla y tobillo con la cinemática del ACM y la anteversión femoral del EF con la cinemática del ACM, se puede concluir que no existe una correlación entre estas dos pruebas, convirtiéndolas en complementarias, donde cada una de estas aporta una información necesaria para realizar una conducta terapéutica y/o quirúrgica.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. Chris Souder. Orthobullets [Internet]. 2015 [cited 2015 Mar 22]. Available from: <http://www.orthobullets.com/pediatrics/4059/femoral-anteversion>
2. Wren T a L, Rethlefsen S, Kay RM. Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery. *J Pediatr Orthop*. 2005;25(1):79–83.
3. Bruderer-Hofstetter M, Fenner V, Payne E, Zdenek K, Klima H, Wegener R. Gait deviations and compensations in pediatric patients with increased femoral torsion. *J Orthop Res*. 2015;33(2):155–62.
4. Akalan NE, Temelli Y, Kuchimov S. Discrimination of abnormal gait parameters due to increased femoral anteversion from other effects in cerebral palsy. *Hip Int. Italy*; 2013;23(5):492–9.
5. Sun D-M, Pan S-N, Wang E-B, Zheng L-Q, Guo W-L, Fu X-H. Magnetic Resonance Three-dimensional Cube Technique in the Measurement of Piglet Femoral Anteversion. *Chin Med J (Engl)* [Internet]. 2016;129(13):1584. Available from: <http://www.cmj.org/text.asp?2016/129/13/1584/184462>
6. Whittle MW. Clinical gait analysis: A review. *Hum Mov Sci*. 1996;15(3):369–87.
7. Wahid F, Begg R, McClelland JA, Webster KE, Halgamuge S, Ackland DC. A multiple regression normalization approach to evaluation of gait in total knee arthroplasty patients. *Clin Biomech*. Elsevier Ltd; 2016;32:92–101.
8. Sangeux M, Mahy J, Graham HK. Do physical examination and CT-scan measures of femoral neck anteversion and tibial torsion relate to each other? *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2014;39(1):12–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.05.020>
9. Benedetti MG, Catani F, Leardini A, Pignotti E, Giannini S. Data

- management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech.* 1998;13(3):204–15.
10. Molloy M, McDowell BC, Kerr C, Cosgrove AP. Further evidence of validity of the Gait Deviation Index. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2010;31(4):479–82. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.01.025>
 11. Serrano Sánchez RF. Desarrollo Angular y Rotacional de los Miembros Inferiores en Escolares entre 3 y 10 años. 2011;60(3):1–30.
 12. Bruce WD, Stevens PM. Surgical correction of miserable malalignment syndrome. *J Pediatr Orthop.* 2004;24(4):392–6.
 13. Celestre PC, Bowen RE. Pediatric Orthopaedics Correction of angular deformities in children. *Curr Orthop Pract.* 2009;20(6):641–7.
 14. Friend L, Widmann RF. Advances in management of limb length discrepancy and lower limb deformity. *Curr Opin Pediatr* [Internet]. 2008;20(1):46–51. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18197038%5Cnhttp://graphics.tx.ovid.com/ovftpdfs/FPDDNCOBDFMMOG00/fs046/ovft/live/gv023/00008480/00008480-200802000-00008.pdf>
 15. Sielatycki JA, Henrikus WL, Swenson RD, Fanelli MG, Reighard CJ, Hamp JA. In-Toeing Is Often a Primary Care Orthopedic Condition. *J Pediatr* [Internet]. Elsevier Inc.; 2016;1–5. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022347616303821>
 16. Sequeiros L. Raíces de la humanidad:¿ evolución o creación? Vol. 19. Editorial SAL TERRAE; 1992.
 17. Harari YN. *Sapiens: A brief history of humankind.* Random House; 2014.
 18. Viel E. *La marcha humana, la carrera y el salto: Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones.* Paris: MASSON; 2002.
 19. Baker R. *The history of gait analysis before the advent of modern computers.*

- Gait Posture. 2007;26(3):331–42.
20. Rathinam C, Bateman A, Peirson J, Skinner J. Observational gait assessment tools in paediatrics - A systematic review. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2014;40(2):279–85. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.04.187>
 21. Martin K, Hoover D, Wagoner E, Wingler T, Evans T, O'Brien J, et al. Development and reliability of an observational gait analysis tool for children with Down syndrome. *Pediatr Phys Ther* [Internet]. 2009;21(3):261–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19680068>
 22. Grunt S, van Kampen PJ, van der Krogt MM, Brehm MA, Doorenbosch CAM, Becher JG. Reproducibility and validity of video screen measurements of gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2010;31(4):489–94. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.02.006>
 23. McMorran D, Robinson LW, Henderson G, Herman J, Robb JE, Gaston MS. Using a goal attainment scale in the evaluation of outcomes in patients with diplegic cerebral palsy. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2016;44:168–71. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636215009716>
 24. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R* [Internet]. Elsevier Inc.; 2011;3(5):472–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>
 25. Schwartz S, Cohen ME, Herbison GJ, Shah A. Relationship between two measures of upper extremity strength: manual muscle test compared to hand-held myometry. *Arch Phys Med Rehabil. UNITED STATES*; 1992 Nov;73(11):1063–8.
 26. Jones, Stratton G. Muscle function assessment in children. *Acta Paediatr.*

- 2000;89(5):753–61.
27. Wren T a L, Gorton GE, Öunpuu S, Tucker C a. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait Posture*. 2011;34(2):149–53.
 28. Roberts A, Stewart C, Freeman R. Gait analysis to guide a selective dorsal rhizotomy program. *Gait Posture* [Internet]. Elsevier B.V.; 2015;42(1):16–22. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636215004452>
 29. Verschuren O, Ketelaar M, Takken T, Van Brussel M, Helders PJM, Gorter JW. Reliability of hand-held dynamometry and functional strength tests for the lower extremity in children with Cerebral Palsy. *Disabil Rehabil* [Internet]. 2008;30(18):1358–66. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18850351>
 30. Aertssen WFM, Ferguson GD, Smits-Engelsman BCM. Reliability and Structural and Construct Validity of the Functional Strength Measurement in Children Aged 4 to 10 Years. *Phys Ther* [Internet]. 2015; Available from: <http://ptjournal.apta.org/content/early/2016/02/03/ptj.20140018.abstract>
 31. Agudelo AI, Briñez TJ, Guarín V, Ruiz JP. Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. *CES Mov y Salud* [Internet]. 2013;1(1):29–43. Available from: <http://revistas.ces.edu.co/index.php/movimientoysalud/article/view/2481>
 32. Herring JA, Tachdjian MO, for Children TSRH. Tachdjian's Pediatric Orthopaedics [Internet]. Saunders/Elsevier; 2008. (Tachdjian's Pediatric Orthopaedics). Available from: <https://books.google.com.co/books?id=734j2MHL9qEC>
 33. Rose J, Gamble JG, Medeiros J, Burgos A, Haskell WL. Energy cost of walking in normal children and in those with cerebral palsy: Comparison of Heart Rate and Oxygen Uptake. Vol. 9, *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1989. p. 276–9.

34. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait Posture*. 1999;9(3):207–31.
35. Opheim A, Jahnsen R, Olsson E, Stanghelle JK. Walking function, pain, and fatigue in adults with cerebral palsy: A 7-year follow-up study. *Dev Med Child Neurol*. 2009;51(5):381–8.
36. Carter DR, Wong M. The role of mechanical loading histories in the development of diarthrodial joints. *J Orthop Res*. 1988;6(6):804–16.
37. Wong M, Carter DR. Articular cartilage functional histomorphology and mechanobiology: A research perspective. *Bone*. 2003;33(1):1–13.
38. Eckstein F, Faber S, Mühlbauer R, Hohe J, Englmeier KH, Reiser M, et al. Functional adaptation of human joints to mechanical stimuli. *Osteoarthr Cartil*. 2002;10(1):44–50.
39. Kerr Graham H, Selber P. Musculoskeletal aspects of cerebral palsy. *J Bone Jt Surg [Internet]*. 2003;85(2):157–66. Available from: <http://www.bjj.boneandjoint.org.uk/cgi/doi/10.1302/0301-620X.85B2.14066>
40. Dhaher YY, Kahn LE. The effect of vastus medialis forces on patello-femoral contact: a model-based study. *J Biomech Eng [Internet]*. 2002;124(6):758–67. Available from: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed&dopt=Citation&list_uids=12596645
41. Radler C, Kranzl A, Manner HM, Höglinger M, Ganger R, Grill F. Torsional profile versus gait analysis: Consistency between the anatomic torsion and the resulting gait pattern in patients with rotational malalignment of the lower extremity. *Gait Posture*. 2010;32:405–10.
42. Steele KM, DeMers MS, Schwartz MH, Delp SL. Compressive tibiofemoral force during crouch gait. *Gait Posture [Internet]*. Elsevier B.V.; 2012;35(4):556–60. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.11.023>

43. Liu MQ, Anderson FC, Schwartz MH, Delp SL. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. *J Biomech.* 2008;41(15):3243–52.
44. Perry J, Antonelli D, Ford W. Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. *J Bone Joint Surg Am* [Internet]. The American Orthopedic Association; 1975 Oct 1 [cited 2016 Apr 25];57(7):961–7. Available from: <http://jbjs.org/content/57/7/961.abstract>
45. D'Lima DD, Patil S, Steklov N, Slamin JE, Colwell CW. Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2006;21(2):255–62.
46. Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, et al. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech* [Internet]. Elsevier; 2010;43(11):2164–73. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.046>
47. Mundermann A, Dyrby CO, D'Lima DD, Colwell CW, Andriacchi TP. In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *J Orthop Res.* 2008;26(9):1167–72.
48. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Muscle, ligament, and joint-contact forces at the knee during walking. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(11):1948–56.
49. Steele KM, Seth A, Hicks JL, Schwartz MS, Delp SL. Muscle contributions to support and progression during single-limb stance in crouch gait. *J Biomech* [Internet]. Elsevier; 2010;43(11):2099–105. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.04.003>
50. Turner DE, Helliwell PS, Burton AK, Woodburn J. The relationship between passive range of motion and range of motion during gait and plantar pressure measurements. *Diabet Med.* 2007;24(11):1240–6.
51. Domagalska M, Szopa A, Syczewska M, Pietraszek S, Kido?? Z, Onik G.

- The relationship between clinical measurements and gait analysis data in children with cerebral palsy. *Gait Posture*. 2013;38(4):1038–43.
52. Kang M-H, Oh J-S. Relationship Between Weightbearing Ankle Dorsiflexion Passive Range of Motion and Ankle Kinematics During Gait. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2017;107(1):39–45. Available from: <http://www.japmaonline.org/doi/10.7547/14-112>
 53. Maas JC, Huijing PA, Dallmeijer AJ, Harlaar J, Jaspers RT, Becher JG. Decrease in ankle-foot dorsiflexion range of motion is related to increased knee flexion during gait in children with spastic cerebral palsy. *J Electromyogr Kinesiol*. Elsevier Ltd; 2015;25(2):339–46.
 54. Cordier W, Katthagen B-D. Femoral torsional deformities. *Orthopade* [Internet]. 2000;29(9):795–801. Available from: <http://dx.doi.org/10.1007/s001320050528>
 55. BTS. BTS Bioengineering “true technology for true life” [Internet]. [cited 2016 Oct 19]. Available from: <http://www.btsbioengineering.com>
 56. Taboadela CH. Goniometria una herramienta para la evaluacion de las incapacidades [Internet]. 1a ed. Medicine. Buenos Aires: Asociart ART; 2007. 1-130 p. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cbdv.200490137/abstract>
 57. Siegel S, Castellan NJ. Estadística no paramétrica aplicada a las ciencias de la conducta [Internet]. Trillas; 1995. (Biblioteca técnica de psicología). Available from: <https://books.google.com.co/books?id=af88AAAACAAJ>
 58. Daniel WW. Bioestadística: Base para el analisis de las ciencias de la salud [Internet]. Editorial Limusa S.A. De C.V.; 2002. Available from: <https://books.google.com.co/books?id=hT2YPQAACAAJ>
 59. Jacquemier M, Glard Y, Pomeroy V, Viehweger E, Jouve JL, Bollini G. Rotational profile of the lower limb in 1319 healthy children. *Gait Posture*. 2008;28(2):187–93.

60. Arnold a S, Komattu a V, Delp SL. Internal rotation gait: a compensatory mechanism to restore abduction capacity decreased by bone deformity. *Dev Med Child Neurol*. 1997;39:40–4.
61. McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review. *Gait Posture*. 2009;29(3):360–9.
62. Nawoczinski DA, Baumhauer JF, Umberger BR. Relationship between clinical measurements and motion of the first metatarsophalangeal joint during gait. Vol. 81, *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 1999. p. 370–6.
63. Ardestani MM, Moazen M, Jin Z. Sensitivity analysis of human lower extremity joint moments due to changes in joint kinematics. *Med Eng Phys* [Internet]. Elsevier Ltd.; 2015;37(2):165–74. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.11.012>
64. Shong N. Pearson's versus Spearman's and Kendall's correlation coefficients for continuous data. *Grad Sch Public Heal*. 2010;1–53.
65. Correa J, Ávila C, López G. Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética. *Rev Cienc Salud ...* [Internet]. 2003;1(2):135–50. Available from: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S1692-72732003000200003&script=sci_arttext
66. National Center for Biotechnology Information. MeSH [Internet]. 2008 [cited 2015 Mar 20]. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/mesh>
67. Biblioteca Virtual en Salud. Descriptores en Ciencias de la Salud [Internet]. 2016. Available from: <http://decs.bvs.br/E/homepagee.htm>

11. ANEXOS.

Anexo 1. Definición de términos.

- Análisis de la Marcha (Gait Analysis) (65) entendido como la aplicación de softwares especializados en análisis que permiten una visión tridimensional del movimiento de la persona, ello permite la descripción detallada de cada una de las fases de la marcha.
- Anomalía Torsional (Torsion Abnormality) (66) es una rotación del eje de una parte del cuerpo o un miembro.
- Anteversión Ósea (Bone Anteversion) (66) definida como una mala alineación de un hueso, en el que la cabeza y el cuello gira excesivamente hacia delante o hacia adentro.
- Anteversión Femoral (Femoral Anteversion) (1) se basa en el grado de anteversión del cuello femoral en relación con los cóndilos femorales, al nacer la torsión femoral normal es de 30 a 40°, normalmente disminuye a la gama normal de los adultos de 15° por madurez esquelética, los cambios mínimos en anteversión femoral se producen después de los 8 años.
- Examen físico (Physical Examination) (67) Inspección sistemática y profunda del paciente en busca de signos físicos de enfermedad o de anomalías.

Bogotá, 19 de mayo de 2017

Dra. Angela Espinosa
Directora maestría en epidemiología clínica
Escuela de medicina y ciencias de salud
Universidad del Rosario

Asunto: Autorización del uso del nombre del Instituto Roosevelt

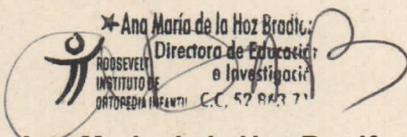
Respetada Dra. Espinosa,

Reciba un cordial saludo desde la Dirección de Educación e Investigación del Instituto Roosevelt.

Por medio de la presente autorizamos el uso del nombre del Instituto Roosevelt en la publicación de los resultados de la investigación: **“Concordancia entre el análisis computarizado de la marcha y el examen físico en pacientes con anteversión femoral aumentada sin alteraciones neurológicas”** en calidad de filiación institucional de autor principal, ya que durante la conducción del mismo el señor de la Pava era colaborador del instituto.

Quedo atenta a cualquier inquietud al respecto

Cordialmente,



★ Ana María de la Hoz Bradford
Directora de Educación e Investigación
INSTITUTO ROOSEVELT
INSTITUTO DE ORTOPEDIA INFANTIL C.C. 5288371

Ana Maria de la Hoz Bradford
Directora de Educación e Investigación
Vicepresidente comité de práctica clínica y ética en la investigación
Instituto Roosevelt
educacion@ioir.org.co
Teléfono: 3534000 extensión 384

Bogotá, 19 de mayo de 2017

Investigadores
CAMILO DE LA PAVA
JOSE LUIS DUPLAT

Asunto: Aprobación del proyecto de investigación

Respetado señor de la Pava y coinvestigadores

Reciban en primera instancia un cordial saludo de parte del Comité de Práctica Clínica y Ética en Investigación del Instituto Roosevelt.

En el comité de práctica clínica y ética en investigación llevado a cabo el día 19 de Mayo de 2017, teniendo quórum con los siguientes miembros del comité:

- Dra. Marixa Guerrero presidente
- Dra. Ana María de la Hoz vicepresidente.
- Dra. Rocio Pereira Ospina secretaria.
- Dr. Javier Yesid Pinzón.
- Dr. Luis Fernando Useche
- Juan Carlos Garzón.

Se analizaron los resultados del proyecto "**Descripción del patrón de marcha en niños con ante versión femoral aumentada sin alteraciones neurológicas**", aprobado en 2015 por el CPEI. El señor Camilo de la Pava justificó el cambio de nombre y objetivos de este proyecto por "**Concordancia entre el análisis computarizado de la marcha y el examen físico en pacientes con anteversión femoral aumentada sin alteraciones neurológicas**", con la correspondiente metodología, los cuales fueron aprobados de forma unánime por el comité.

Sin otros comentarios, le solicitamos estar en disposición ante cualquier llamado por parte del comité en caso de ser necesario.

Cordialmente,



Ana María de la Hoz Bradford
Directora de Educación e Investigación
INSTITUTO DE ORTOPEDIA INFANTIL
C.C. 52.863.717

Ana Maria de la Hoz Bradford
Directora de Educación e Investigación
Vicepresidente comité de práctica clínica y ética en la investigación
Instituto Roosevelt
educacion@ioir.org.co
Teléfono: 3534000 extensión 384

Bogotá, 19 de mayo de 2017

Dra. Angela Espinosa
Directora maestría en epidemiología clínica
Escuela de medicina y ciencias de salud
Universidad del Rosario

Asunto: Autorización del uso de software: Filemaker® y “BTS GaitLab”.

Respetada Dra. Espinosa

Reciba un cordial saludo desde la Dirección de Educación e Investigación del Instituto Roosevelt. Por medio de la presente certificamos que el señor Camilo de la Pava y coinvestigadores del proyecto **Descripción del patrón de marcha en niños con ante versión femoral aumentada sin alteraciones neurológicas**, tuvieron autorización para el uso del software Filemaker® y el programa “BTS GaitLab” durante la conducción del mismo. Dichos programas se encuentran licenciados para el Instituto Roosevelt y para el uso de sus colaboradores.

Cordialmente,



Ana Maria de la Hoz Bradford
Directora de Educación
e Investigación
INSTITUTO DE
ORTOPEDIA INFANTIL C.C. 52.863.717

Ana Maria de la Hoz Bradford
Directora de Educación e Investigación
Vicepresidente comité de práctica clínica y ética en la investigación
Instituto Roosevelt
educacion@ioir.org.co
Teléfono: 3534000 extensión 384