

**VALIDACIÓN DE UN CLUSTER DE MARCADORES COMO MÉTODO ALTERNATIVO
DE SOLUCIÓN EN LA OCLUSIÓN DE MARCADORES ANTERIORES DE LA PELVIS**

**Trabajo de grado
Fabio Andrés Franco Beltrán**

Trabajo Dirigido

**Tutor
Ing. Wilson Alexander Sierra Arévalo
Ing. María Fernanda Gómez Medina**



**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA
BOGOTÁ D.C
2023**

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a mi familia, a mis padres Fabio Efraín Franco Castillo y Amilde Beltrán León y mi hermana Vanessa Franco Beltrán, por la excelente educación, paciencia, compañía, motivación y modelo a seguir que son, además del infinito amor y apoyo brindado, agradezco a mi pareja Ángela María Torres Lara, por todo el apoyo personal y académico, por todo el ánimo dado y la paciencia tenida, por llenarme de seguridad y guiarme en los momentos de mayor dispersión. Agradezco a todo el equipo interdisciplinario que compone y mantiene en funcionamiento el laboratorio de análisis de movimiento del instituto Roosevelt, equipo el cual está formado por personas maravillosas la enseñanza dada, en especial a la ingeniera María Fernanda Gómez Medina por brindarme la oportunidad de obtener esta experiencia profesional, por su comprensión y paciencia además de ser un excelente ejemplo como profesional y persona, a los fisioterapeutas Santiago Briceño Arias y Ana María Marín, por la colaboración en el desarrollo de este proyecto y al profesional encargado del área multimedia del laboratorio Juan Esteban Beltrán por acceder de manera voluntaria al apoyo con la adquisición de los datos. Agradezco al profesor Wilson Alexander Sierra por guiarme en el desarrollo del proyecto. Agradezco a mi gran amiga María Paula Insuasty Pineda, por estar pendiente y apoyarme a pesar de la distancia, al profesor Camilo Antonio Tenjo, que más que profesor lo considero un amigo, por estar siempre presente para resolver dudas sin importar la fecha o el horario. Finalmente le agradezco a la vida, por permitirme estar donde estoy y aprender del día a día.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN	7
1.1. La marcha humana	7
1.2. Instituto Roosevelt	12
1.3. Declaración de necesidad	13
2. OBJETIVOS	14
2.1. General	14
2.2. Específicos	14
3. MATERIALES Y METODOLOGÍA	15
3.1. Materiales	15
3.2. Diseño del clúster	16
3.3. Adquisición de datos	17
3.4. Procesamiento de datos	20
4. RESULTADOS	22
5. DISCUSIÓN	26
6. CONCLUSIONES	28
7. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS	29
8. REFERENCIAS	30
ANEXOS	32

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Parámetros estadísticos correspondientes al gap error de las distintas tomas. 23

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representación del paso y la zancada	8
Figura 2. Representación de los parámetros espaciales del ciclo de la marcha	8
Figura 3(A). Medición de los parámetros angulares y espaciales en el plano frontal	10
Figura 3(B). Medición de los parámetros angulares y espaciales en el plano sagital	10
Figura 4. Marcadores reflectantes	11
Figura 5. BTS Smart-DX, cámaras infrarrojas de captura de movimiento	15
Figura 6. Marcadores reflectantes empleados	15
Figura 7. Diseño del clúster de marcadores sugerido	16
Figura 8. Ubicación de marcadores, protocolo Davis Heel	17
Figura 9. Implementación del clúster en el participante	17
Figura 10. Prueba estática realizada, o standing	18
Figura 11. Prueba dinámica realizada, o walking	19
Figura 12(A). Representación de RASIS y LASIS en el sistema de coordenadas global	20
Figura 12(B). Representación de RASIS y LASIS en el sistema de coordenadas global	20
Figura 13. Procedimiento efectuado al procesamiento de los datos	21
Figura 14. Clúster reconstruido en el modelo 3D	21
Figura 15(A). Gap error obtenido de LASIS	22
Figura 15(B). Gap error obtenido de RASIS	22
Figura 16. Diagrama de cajas y bigotes del gap error de LASIS y RASIS	23
Figura 17. Matriz de covarianza entre las el sacro y las ASIS estimadas	24
Figura 18. Matriz de covarianza entre las el sacro y las ASIS estimadas	24

LISTA DE ANEXOS.

Anexo 1. Video de la prueba estática realizada o standing.	30
Anexo 2 (A). Alineación de los marcadores correspondientes a la pierna derecha.	30
Anexo 2 (B). Alineación de los marcadores correspondientes a la pierna izquierda.	30
Anexo 3. Video de la prueba dinámica realizada o walking.	30
Anexo 4 (A). Modelo Davis Heel modificado con el clúster.	31
Anexo 4 (B). Modelo Davis Heel.	31
Anexo 5. Sistema de referencia global.	31
Anexo 6. Sistema de referencia local.	32
Anexo 7. Video de la reconstrucción 3D realizando una marcha.	32
Anexo 8. Video de la reconstrucción 3D realizando una marcha procesado.	32

1. INTRODUCCIÓN

El estudio biomecánico del movimiento humano se define como aquellos métodos interdisciplinarios los cuales integran las ciencias matemáticas y físicas a la anatomía y fisiología, con el objetivo de describir, analizar y evaluar de manera cuantitativa el comportamiento del sistema músculo-esquelético en el desarrollo y ejecución de múltiples movimientos y/o actividades [1], [2].

A lo largo de los siglos se ha contado con un amplio interés en la biomecánica humana, contando con estudios y aportes realizados por personajes de alta importancia histórica, algunos de los cuales son, Aristóteles (384-322 B.C), el cual realizó las descripciones de las características articulares del movimiento; Leonardo Da Vinci (1452-1519), quien plantó las bases de múltiples conceptos claves como la bipedestación y el movimiento independiente; Eadweard Muybridge (1830-1904), que fue de los primeros en emplear la fotografía para un monitoreo continuo del movimiento animal [3], [4]. A medida que avanzaron los años, el surgimiento de nuevas tecnologías permitió innovar en el estudio del movimiento, obteniendo métodos de medición biomecánico más exactos, generando laboratorios en el ámbito clínico, propios para el análisis de movimiento, los cuales a pesar de que permiten estudiar múltiples parámetros del movimiento, enfocados en la marcha humana [3], [5].

La marcha cuenta con especial interés dentro del estudio del movimiento humano, esto debido a que proporciona la base de una correcta movilidad e independencia de una persona además de proveer indicadores de presencia y/o progresión de afecciones ortopédicas, malformaciones músculo esqueléticas; cardiopatías; afecciones metabólicas, en el caso de la obesidad [6]; neuropatías, como las deficiencias sensitivas; polineuropatías, como el deterioro de la propiocepción del individuo [6], [7]. Adicionalmente, las afectaciones del ciclo de la marcha están asociadas a caídas de gravedad en población con edad avanzada y afectaciones Óseas (como la osteoporosis) [8].

1.1. La marcha humana

La marcha humana se puede definir como una serie de movimientos controlados, coordinados y alternantes del cuerpo que culminan en una traslación progresiva del cuerpo hacia una dirección específica [5]. Se cataloga como un proceso complejo debido a las múltiples interacciones entre distintos sistemas, como lo es el sistema nervioso y el sistema músculo esquelético [5], [6].

El ciclo de la marcha humana cuenta con dos requisitos indispensables:

1. El movimiento periódico de cada pie hacia la siguiente posición de apoyo.
2. Las fuerzas de reacción proporcionadas por la superficie de desplazamiento, las cuales deben de ser capaces de soportar el peso de la persona [9].

1.1.1. Divisiones del ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha inicia en el momento en el que el talón de alguno de los pies realiza un contacto inicial con el suelo (*Heel strike*) y termina cuando el mismo talón vuelve a tocar el suelo, para este caso, se puede establecer el 100% del ciclo de la marcha [1].

Este ciclo se divide en dos fases principales, la fase de contacto y fase de balanceo. La fase de contacto se establece al inicio de la marcha, cuando el talón hace el contacto inicial con el suelo y finaliza cuando el pie deja de hacer contacto con el mismo, esta fase abarca aproximadamente el 60% del ciclo; la fase de balanceo corresponde a cuando el pie no se encuentra en contacto con el suelo, por lo que se encuentra en un periodo de balanceo, corresponde al 40% del ciclo total [10].

1.1.2. Parámetros espaciales del ciclo de la marcha

Dentro de la terminología en el ciclo de la marcha se encuentra el paso y la zancada, en donde el paso se puede establecer como el movimiento de un pie en frente al otro y la zancada se compone de dos pasos (1 paso por cada pie), como se refleja en la figura 1 [11].

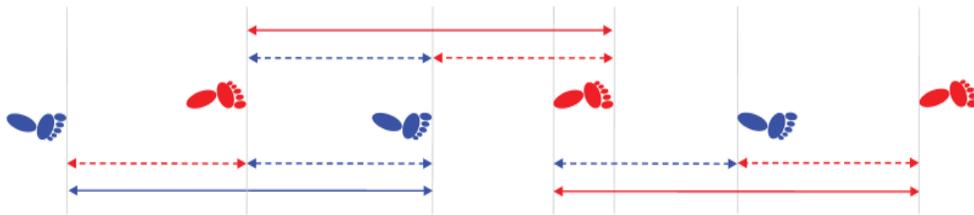


Fig. 1. Representación del paso (línea punteada) y la zancada (línea continua). [11]

Definidos el concepto de paso y zancada, dentro de cada ciclo se pueden determinar los parámetros espaciales como medidas cuantitativas de cada uno de ellos (véase la Figura 2), permitiendo definir:

- **Longitud de paso:** Distancia que una parte del pie se desplaza frente a la misma sección del otro pie, comúnmente medido entre los contactos de talón.
- **Longitud de zancada:** Distancia que una parte del pie se desplaza frente a la misma sección del mismo pie.
- **Ancho de paso:** Es la medida de la separación mediolateral entre los pies durante la marcha.
- **Ángulo de paso:** Es el ángulo formado entre la línea de progresión del pie y la línea formada por el tobillo y el segundo dedo [1], [2], [11].

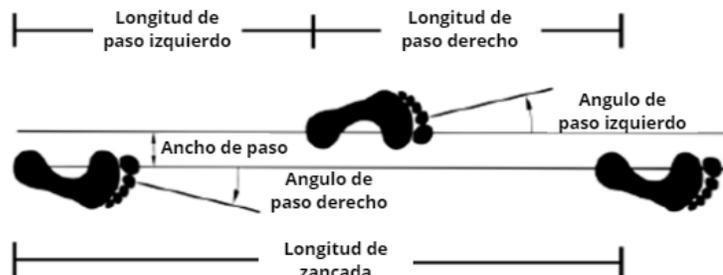


Fig. 2. Representación de los parámetros espaciales del ciclo de la marcha, adaptado de [12].

1.1.3. Parámetros temporales

En un ciclo de la marcha, existen tres parámetros temporales presentes: El Tiempo de Zancada, La Cadencia y La Velocidad de la Marcha. El tiempo de la zancada se establece como la duración de un ciclo de marcha, a pesar de esto, para referirse a la duración específica del ciclo, se emplea el término cadencia, el cual se establece como el número de ciclos realizados en un tiempo específico. Mientras que la velocidad de marcha es la distancia que recorre en un tiempo específico [8] [13].

1.1.4. Cinemática

La cinemática se refiere al estudio y descripción del movimiento de los segmentos corporales sin abarcar con las fuerzas que lo producen. Para ello, se emplean magnitudes correspondientes a la descripción de movimiento a partir de una descripción geométrica exacta de un modelo tridimensional, sobre esta se puede realizar el análisis de parámetros angulares y espaciales, como lo son posiciones, velocidades, aceleraciones, así como ángulos, velocidades y aceleraciones angulares de cada segmento [11]

Inicialmente, la cinemática se analiza respecto a un marco de referencia global, compuesto de un vector perpendicular a la superficie donde se realiza la marcha (Eje Y), un vector en dirección hacia donde se realiza la misma (Eje X) y un tercer vector perpendicular al plano formado por los dos anteriores (Eje Z) [11] [3]. De este modo, es posible generar planos para el estudio cinemático para cada segmento anatómico, estableciendo el plano coronal (donde se observa la aducción y abducción), sagital (donde se describe la flexo-extensión de las articulares) y transversal (donde se observan las rotaciones) [9], [11].

Para el análisis de la marcha es de especial interés las articulaciones (las cuales son la cadera, rodilla y tobillo) y segmentos presentes en el miembro inferior del cuerpo humano, a partir de las cuales, al emplear las articulaciones como pivotes, es posible plantear una cadena cinemática [14], desde la cual es posible describir la relación entre los segmentos del cuerpo durante las fases de la marcha, estableciendo que durante la fase de balanceo los ángulos articulares son independientes, no obstante, la velocidad y aceleración de las articulaciones distales están estrechamente relacionadas con las de los segmentos proximales; mientras que durante la fase de apoyo, la estabilidad de los segmentos proximales dependen de la brindada por los segmentos distales (la estabilidad del tronco depende de la brindada por el pie) [14]. A partir de estas cadenas, se generan los sistemas de monitoreo y medición de los parámetros previamente mencionados, los sistemas de referencia para cada una de las articulaciones y los segmentos adyacentes a las mismas se reflejan en la figura 3.

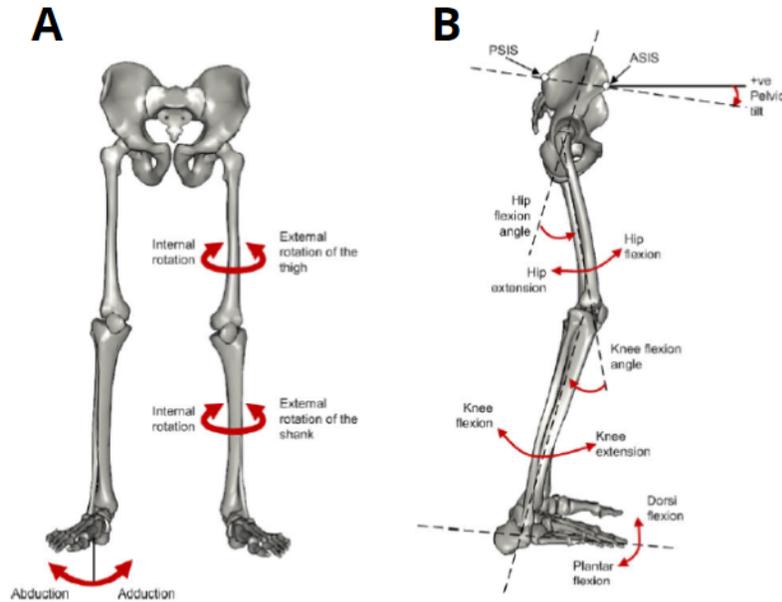


Fig. 3. Medición de los parámetros angulares y espaciales en el plano frontal (A) y sagital (B) [15].

1.1.5. Cinética

La cinética en la biomecánica estudia las fuerzas internas y externas que actúan sobre o dentro del cuerpo y que participan en el proceso de la marcha [11]. Las fuerzas internas son las provenientes de las estructuras anatómicas (Como lo son los músculos, ligamentos, entre otros) que ejecutan el movimiento articular respectivo, mientras que las fuerzas externas, corresponden a las ejercidas por el entorno, comúnmente se mide la reacción de la superficie donde se realiza el proceso de marcha [1], [3].

1.1.6. Laboratorios de medición de movimiento

La necesidad constante de un sistema de medición con mayor exactitud se vio reflejada en el desarrollo de métodos más precisos en casos de medición biomecánica, por ellos, en la actualidad se cuentan con dos técnicas de medición, la basada en sensores inerciales (IMUS), la cual no se abarcara en el presente trabajo, y la medición basada en tecnología óptica [9], [16].

La tecnología óptica (Motion Capture, MoCap) permite la monitorización de la cinemática y cinética de manera simultánea, lo que permite establecer procesos clínicos con estas tecnologías, logrando la participación e implementación en procesos diagnósticos o de rehabilitación [8][10], para ello, se deben posicionar en locaciones anatómicas específicas (las cuales dependen del protocolo del estudio que se esté empleando) unos marcadores capaces de brindar una señal lumínica infrarroja (pueden ser reflectantes o emisores de luz), como los que se observan en la figura 4. Esta señal es captada por cámaras optoelectrónicas (Vista en la figura 5) ubicadas estratégicamente en el espacio donde se realiza el monitoreo, a partir de esto, es posible realizar una construcción del modelo

anatómico y el movimiento del mismo, empleando el registro realizado de la luz percibida de cada marcador [16].



Fig. 4. Marcadores reflectantes

1.1.7. Clúster de marcadores

Un clúster de marcadores se puede definir como un grupo de tres o más marcadores fijados a una base sólida en donde no se pueden encontrar en una configuración lineal ni paralela [17], el cual se adhiere a una zona anatómica de interés con el objetivo que mantenga su posición inicial, para que, de este modo, se permita generar un sistema de coordenadas fijo, esto ya que se ha consolidado como una alternativa ante dificultades presentes en el examen computarizado de la marcha asociados a la presencia de tejido adiposo [18][19], el cual induce errores de medición, denominados STA (*Soft Tissue Artefacts*). La magnitud del STA depende múltiples factores, como lo es la fisiología del paciente, la actividad realizada [20] y se produce a partir de los marcadores rígidos ubicados en las zonas con accidentes anatómicos de interés, en donde el marcador del área es desplazado a partir del movimiento del tejido blando durante la marcha, provocando variaciones indeseadas, como lo puede ser una falsa traslación o rotación medida [21]. El STA es de gran impacto ya que es uno de los errores que más afectan las medidas correspondientes a la cinemática del paciente, además de intervenir en la localización de centros articulares (cadera, rodilla, entre otros) [19].

Una correcta ubicación de marcadores no es una tarea trivial, ya que depende en gran medida de la experticia del profesional de la salud que se encarga de ubicarlos, generalmente en zonas con accidentes anatómicos (también conocidas como marcas óseas) [22], en donde a partir de la palpación determinan el lugar adecuado para una ubicación adecuada, dicha palpación se dificulta enormemente en personas con tejido blando, el cual ocluye las zonas de interés (como las ASIS o los trocánteres), a partir de

esto, el diseño de un clúster de marcadores se ubica como una correcta alternativa ante la dificultad de la palpación y/o falta de experiencia de la misma [23].

A partir de las múltiples propuestas que se han realizado, se han establecidos ciertas recomendaciones para un correcto diseño, inicialmente, se debe contar con un seguimiento continuo de la región anatómica de interés, por lo que es de vital importancia que los marcadores correspondientes al clúster no pueden ser ocluidos o movidos de su ubicación inicial [24], por lo que idealmente debe ser ubicado en una zona con poco tejido adiposo, adicional a esto, la forma escogida debe de contar con comodidad para el paciente, cosa que no altere la marcha ni los movimiento usualmente realizados en la misma; finalmente, se establece como número mínimo, para generar un sistema de coordenadas, tres marcadores, los cuales no deben de ser colineales [25], [26].

1.2. Instituto Roosevelt

El estudio se realizó en el instituto Roosevelt, el cual es un Hospital universitario sin ánimo de lucro, reconocido y destacado por su amplia trayectoria en los servicios de pediatría, ortopedia y rehabilitación infantil. Debido al trabajo realizado, sus políticas como ser empresa familiarmente responsable (efr), política ambiental, humanización, seguridad y salud del paciente, entre otras, sumado a la visión de trabajar bajo tres ejes básicos: Servir, avanzar y educar, logró obtener múltiples certificaciones de calidad, como la ISO 9000/2000, ISO 9000/2004, Acreditación en salud, reconocimiento como hospital universitario, certificación en excelencia, y certificación de empresa familiarmente responsable.

Adicionalmente a la trayectoria mencionada, actualmente se cuenta con servicios de salud mental, medicina física y rehabilitación, ortopedia, apoyo diagnóstico, entre otras, dentro de cada una se cuenta con un amplio equipo de servicios y especialidades, como en el apoyo diagnóstico, en donde se encuentra la imagenología, electro diagnóstico, laboratorio clínico, neuropsicología y laboratorio de análisis de movimiento.

1.2.1. Laboratorio de la marcha

Pertenciente al apoyo diagnóstico del instituto Roosevelt, se encarga de realizar una evaluación de movimiento a pacientes que cuenten con una alteración que afecta el mismo, esto con el fin, de identificar de manera específica la alteración que altera su patrón de marcha. Para ello, se cuenta con un equipo interdisciplinario de profesionales en medios audiovisuales, fisioterapia, enfermería e ingeniería, que colaboran entre sí para realizar la adquisición y procesamiento de datos, los cuales son interpretados por un especialista en fisiatría u ortopedia, con el objetivo de brindar recomendaciones para mejorar la calidad de vida del paciente.

El análisis realizado se efectúa a través del producto “BTS-Gait Lab”, el cual le pertenece a la empresa BTS Bioengineering, a partir del cual se realiza un examen computarizado, el cual incluye:

- Recolección de datos e información clínica junto con un examen físico de los miembros inferiores.
- Toma de un video análogo realizado por un profesional de medios audiovisuales.
- Toma de un video digital el cual es procesado por un profesional de ingeniería.

- Pruebas complementarias como caminata por 6 minutos, Podografía dinámica y estática, pruebas de salto, Up & Go, variabilidad de pasos, entre otras.

1.3. Declaración de necesidad

Los fisioterapeutas del grupo del laboratorio de la marcha del instituto Roosevelt se han encontrado a lo largo de los años con la dificultad de determinar de manera correcta las ASIS de los pacientes con abundante tejido adiposo, esto sumado a que por el mismo problema los marcadores se pueden desplazar o pueden ser obstruidos por el tejido, esto ha llevado que se evalúen métodos para contrarrestar dicho inconveniente, como lo es ubicar los marcadores reflectivos sobre la prenda que llevan puesta y esta, a su vez, ubicarla sobre el punto de interés, no obstante, estas técnicas han desarrollado nuevos inconvenientes ya que no cuenta con un protocolo claro y puede interferir en los resultados obtenidos. Por lo anterior, se busca desarrollar el clúster de marcadores con el objetivo de reducir los errores presentes en la determinación de las ASIS.

2. OBJETIVOS

2.1. General

1. Validar la confiabilidad en la localización de los puntos correspondientes a las espinas iliacas anteriores como marcadores virtuales respecto a un sistema de coordenadas de referencia basado en un clúster ubicado en el sacro.

2.2. Específicos

1. Determinar los puntos de referencia anatómicos para ubicar de manera correcta el clúster sobre el sacro.
2. Determinar las coordenadas 3D de los marcadores virtuales correspondientes a las espinas iliacas anteriores mediante el uso de la técnica del puntero instrumentado.
3. Determinar el error de los marcadores virtuales respecto a los marcadores ubicados de manera manual.

3. MATERIALES Y METODOLOGÍA

3.1. Materiales

En el desarrollo del presente trabajo se emplea el SMART-DX EVO, componente del BTS Gait Lab, el cual permite realizar un análisis cinemático de diversos movimientos articulares. El sistema se compone principalmente de múltiples cámaras infrarrojas y de marcadores reflectantes.

Las cámaras infrarrojas (ocho en total) se encuentran ubicadas de manera estratégica entre las paredes y el techo del laboratorio, ubicaciones a partir de las cuales proyectan luz la cual es reflejada por los marcadores, dichas cámaras se observan en la Figura 5.



Fig. 5. BTS Smart-DX, cámaras infrarrojas de captura de movimiento [27]

Los marcadores empleados, reflejan la luz infrarroja proveniente de las cámaras de manera pasiva (esto debido a su recubrimiento característico) cuentan con un diámetro de 1,5 cm y dependiendo de la zona anatómica de interés en la que se ubiquen, serán esféricos o semiesféricos, además de contar con marcadores esféricos sobre barras, véase la Figura 6.

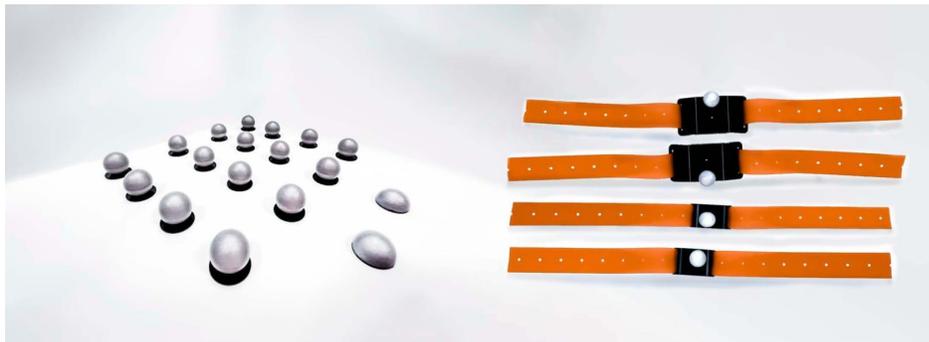


Fig. 6. Marcadores reflectantes empleados.

3.2. Diseño del clúster

La literatura consultada establece que para realizar un cluster de marcadores, se debe contar con el requisito fundamental de disponer de 3 marcadores para realizar el agrupamiento y que estos no deben de ser colineales [24], esto para que sea algebraicamente posible obtener un sistema de referencia a partir del mismo.

A lo largo de la literatura, la mayoría de diseños propuestos en el diseño de un cluster, se fundamenta de una base rígida sobre la cual se ubican los marcadores reflectivos, este diseño es útil para el monitoreo de ciertas zonas anatómicas (debido al cumplimiento de la cinemática del cuerpo rígido [28]), no obstante, cuenta con múltiples inconvenientes, entre estos, está la poca repetibilidad con el que cuenta el diseño, ya que, al ser una pieza previamente diseñada, se puede contar con distintos inconvenientes al emplearla en pacientes con distintas morfologías, además de esto, el clúster rígido no se puede mover una vez se ubiquen, ya que se movería el sistema de referencia junto con los puntos anatómicos generados de manera digital. A partir de eso, se decidió implementar un “Skin cluster” el cual se fundamenta en carecer de un componente físico que agrupe los marcadores, sino que los mismos se ubican en regiones de interés anatómico. Con el objetivo inicial de que el diseño siga el movimiento natural de la pelvis, y a partir de recomendación de un médico ortopedista, se seleccionaron las crestas ilíacas posteriores (CSIS), concretamente, la zona posterior más prominente de estas; a partir de las dos zonas iniciales optadas, para el tercer marcador que componga al clúster se estableció el sacro, de este modo, solo se contaría con la adición de dos nuevos marcadores en el protocolo, además de que no se afectarían ninguno de los 22 marcadores que componen el protocolo Davis Heel, la configuración propuesta se puede observar en la Figura 7.

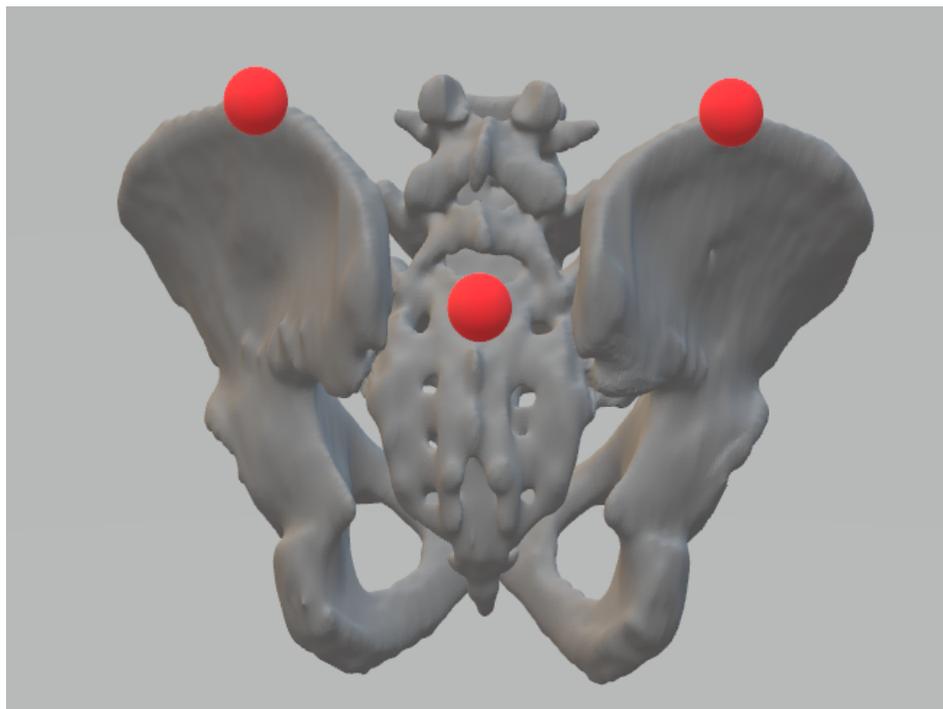


Fig. 7. Diseño del clúster de marcadores sugerido.

3.3. Adquisición de datos

Para la adquisición de datos, se contó con un participante sano, sin alteraciones medicamente significativas. Se empleó el mismo protocolo con el que se adquieren datos en el laboratorio y el cual es el sugerido por la empresa BTS Bioengineering, este consiste en implementar los 22 marcadores del protocolo Davis Heel (proceso realizado por fisioterapeutas), la ubicación de estos marcadores se observa en la Figura 8.

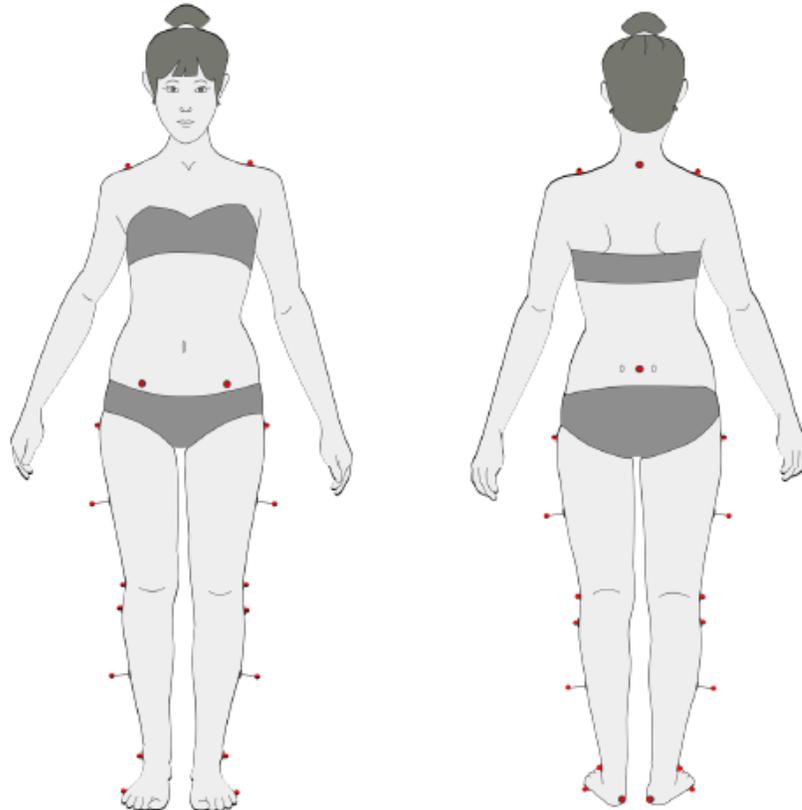


Fig. 8. Ubicación de marcadores, protocolo Davis Heel [27]

Al protocolo implementado, se le adicionaron dos marcadores adicionales, estos corresponden a las crestas ilíacas, de este modo se emplea el diseño propuesto en la Figura 7, dicha implementación se observa en la figura 9.



Fig. 9. Implementación del clúster en el participante.

Posterior a la ubicación de todos los marcadores requeridos, se procede a realizar una prueba estática (standing), la cual consiste en que por 5 segundos (1250 frames) el participante se mantenga completamente quieto en la posición vista en la figura 10, en el Anexo 1 se observa la captura realizada.

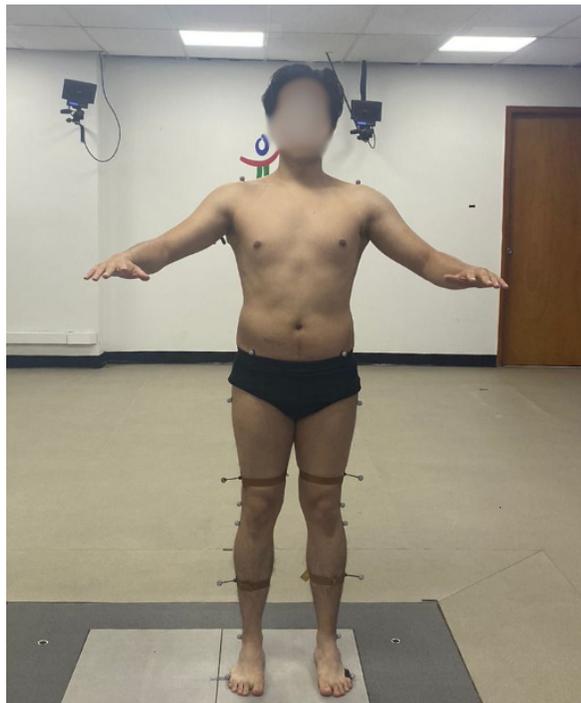


Fig. 10. Prueba estática realizada, o standing.

Acto seguido a la realización del standing, se verifica la correcta ubicación de los marcadores en el protocolo, para ello, se comprueba la alineación del trocánter-barras femoral-cóndilo, contando con referencia la relación rodilla-cadera; y peroneo-barras tibial-maléolo, contando con referencia la rodilla y la progresión del pie (usualmente neutra), para un mayor entendimiento, véase el Anexo 2.

Una vez comprobada la alineación, se realizan las pruebas dinámicas, las cuales consisten en que el participante realiza su marcha normal de manera repetitiva, como se observa en la Figura 11, para poder evaluar el comportamiento del clúster, se realizaron

diez tomas distintas a partir de la toma estática obtenida, una de las capturas obtenidas se encuentra en el Anexo 3.



Fig 11. Prueba dinámica realizada, o walking.

3.4. Procesamiento de datos

Una vez obtenidos los datos, se realizó el procesamiento de los mismos, teniendo en cuenta que a partir de la adquisición se obtuvieron puntos y sus respectivas coordenadas a lo largo del espacio de monitorización, por lo que, inicialmente se requiere asignar las etiquetas respectivas a cada marcador y realizar la unión de los puntos que se encuentran relacionados para poder construir el modelo 3D del participante, para ello, se debe modificar el modelo de Davis Heel agregándole los dos marcadores adicionales, ambos modelos se observan en el Anexo 4. Una vez se obtenido el modelo 3D del participante, se realizó un procesamiento a partir de SmartAnalyzer, en donde, a los datos de interés, inicialmente se les realiza una interpolación y suavizado para empezar a trabajar con las señales conseguidas.

Los datos obtenidos de los marcadores corresponden a la posición tridimensional respecto al eje de referencia global, el del laboratorio (véase el Anexo 5), posición que está descrita por coordenadas X, Y, Z. Aclarado esto, se inició trabajando con la prueba estática, en donde se genera un sistema de coordenadas local a partir del clúster implementado, el cual permite obtener las coordenadas locales de la ubicación de los marcadores ubicados en RASIS y LASIS, véase la Figura 12, de este modo, se cuenta con un registro de ubicación de aquel punto anatómico, posteriormente, se replican las coordenadas obtenidas en el sistema de referencia local (véase el Anexo 6) de las pruebas dinámicas, de esta forma, se consigue que se genere un marcador virtual correspondiente a la posición de las ASIS obtenidas de manera estática.

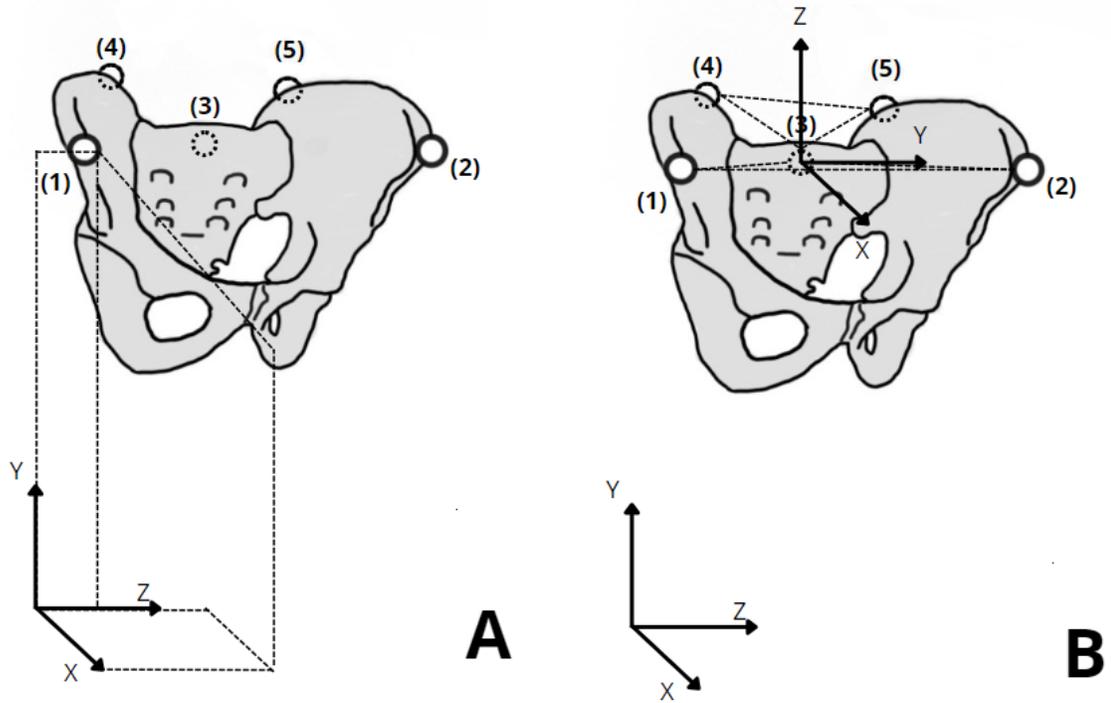


Fig. 12. Representación de RASIS (1) y LASIS (2) en el sistema de coordenadas global (A) y en sistema local (B) generado por el segmento posterior de las crestas iliacas (4)(5) y el sacro (3).

Finalmente, se obtienen las respectivas coordenadas globales de los marcadores generados durante la marcha. A partir de esto, se evalúan las métricas de interés entre las que se incluyen la distancia entre el marcador virtual generado y el ubicado de manera física en ambas ASIS (gap error) y la relación entre el movimiento de los marcadores a partir de los que se genera el clúster. En general, el procedimiento efectuado en el procesamiento de los datos obtenidos se refleja en la figura 13.

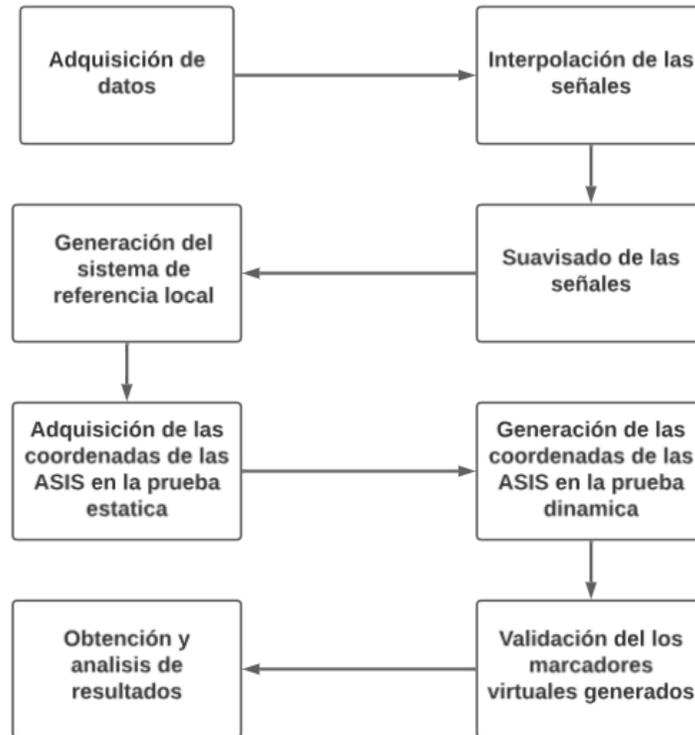


Fig. 13. Procedimiento efectuado al procesamiento de los datos.

4. RESULTADOS

Una vez realizado el procesamiento, se obtiene el modelo 3D del participante realizando las distintas pruebas, en el Anexo 7 se evidencia el modelo 3D realizando una caminata. El clúster implementado es posible observarlo en la Figura 14.

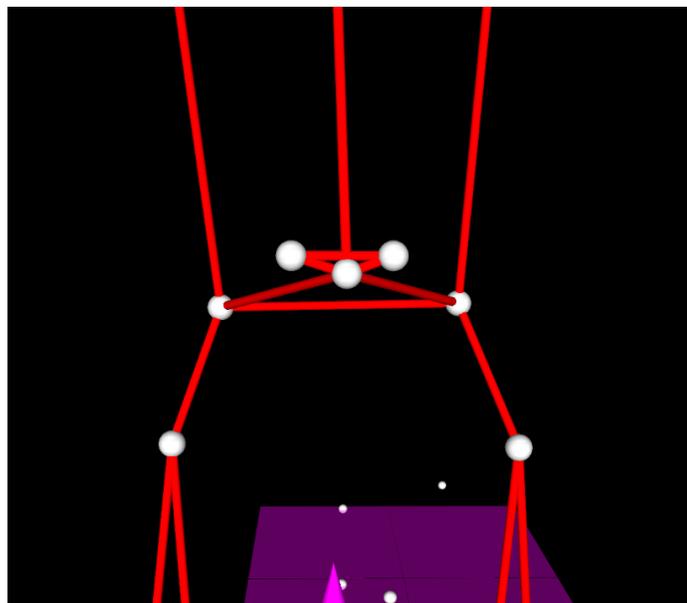


Fig. 14. Clúster reconstruido en el modelo 3D.

A partir del modelo obtenido, se obtuvo la distancia entre el marcador virtual generado y el puesto de manera física (gap error) en ambas ASIS, distancia la cual varía en todo el periodo de la marcha efectuada, el comportamiento de una de las tomas realizadas se observa en la Figura 15.

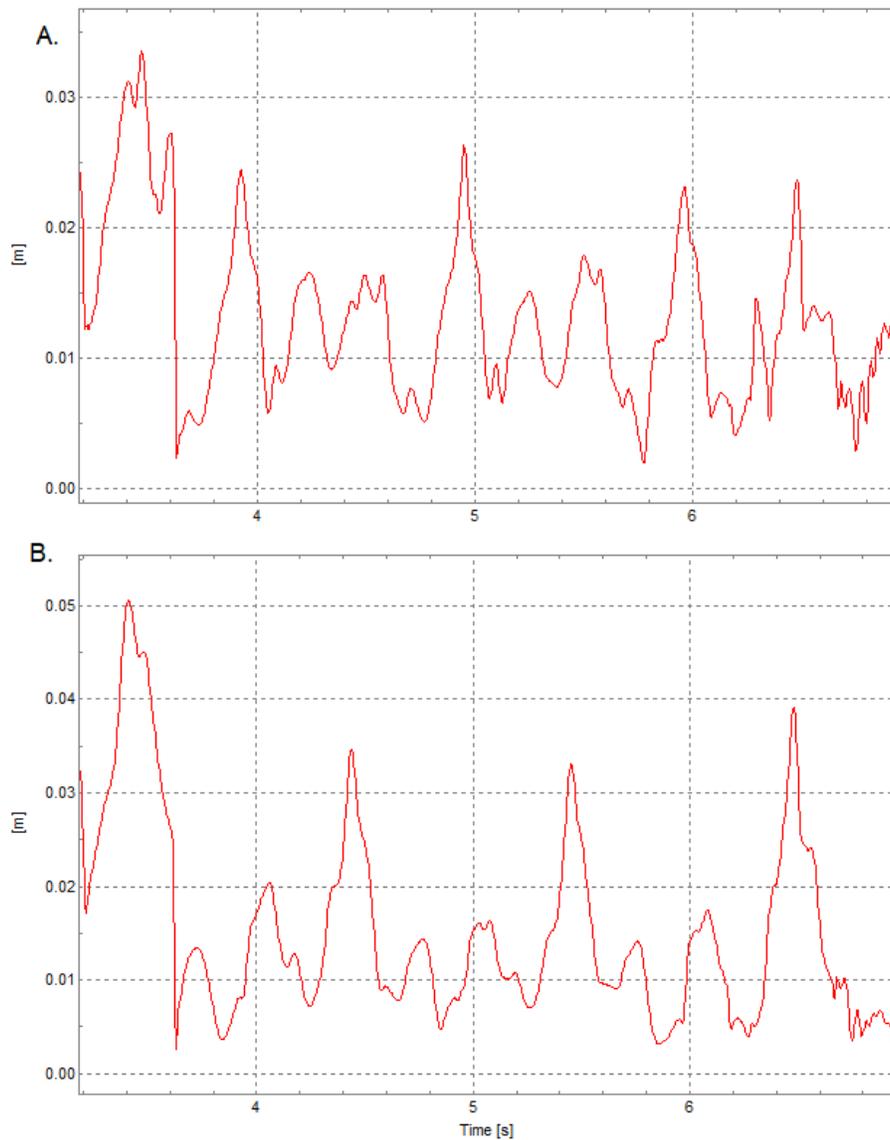


Fig. 15. Gap error obtenido de LASIS (A) y RASIS (B)

Al contar con nueve pruebas dinámicas realizadas, se determinó parámetros estadísticos del GAP error, con el fin de determinar el comportamiento de los marcadores generados y como varía el mismo entre las pruebas hechas, estos parámetros se evidencian en la Tabla 1.

Tabla I
Parámetros estadísticos correspondientes al gap error de las distintas tomas, valores dados en metros

	Media	Desviación estándar	Valor mínimo	Valor máximo
GAP RASIS W1	0.01532601	0.01025334	0.0025	0.0505
GAP LASIS W1	0.01305732	0.00637161	0.002	0.0335
GAP RASIS W2	0.0142366	0.00897441	0.0016	0.0542
GAP LASIS W2	0.01300591	0.00670978	0.001	0.0387
GAP RASIS W3	0.01450423	0.00748128	0.0027	0.0358
GAP LASIS W3	0.01450399	0.008804	0.0019	0.0485
GAP RASIS W4	0.01492306	0.00889452	0.0042	0.0433
GAP LASIS W4	0.01412955	0.00723439	0.0031	0.0419
GAP RASIS W5	0.01457635	0.00801667	0.0043	0.0465
GAP LASIS W5	0.01337071	0.00689776	0.0036	0.0392
GAP RASIS W6	0.01422531	0.01015446	0.002	0.0664
GAP LASIS W6	0.01529501	0.00941363	0.0023	0.052
GAP RASIS W7	0.01560963	0.00977345	0.0037	0.0521
GAP LASIS W7	0.0133029	0.00656661	0.0032	0.035
GAP RASIS W8	0.01391949	0.00953953	0.0018	0.0539
GAP LASIS W8	0.01220712	0.00633302	0.0028	0.0351
GAP RASIS W9	0.01409154	0.0074487	0.0046	0.0429
GAP LASIS W9	0.01412684	0.00811313	0.0027	0.0429
Promedio GAP RASIS	0.01460136	0.00894848	0.00304444	0.04951111
Promedio GAP LASIS	0.0136666	0.00738266	0.00251111	0.04075556

En busca de una representación visual de los parámetros estadísticos, además de permitir ver la consistencia del comportamiento, se realizó el diagrama de cajas del gap error de R ASIS y L ASIS a partir de las nueve caminatas realizadas, observándose en la figura 16.

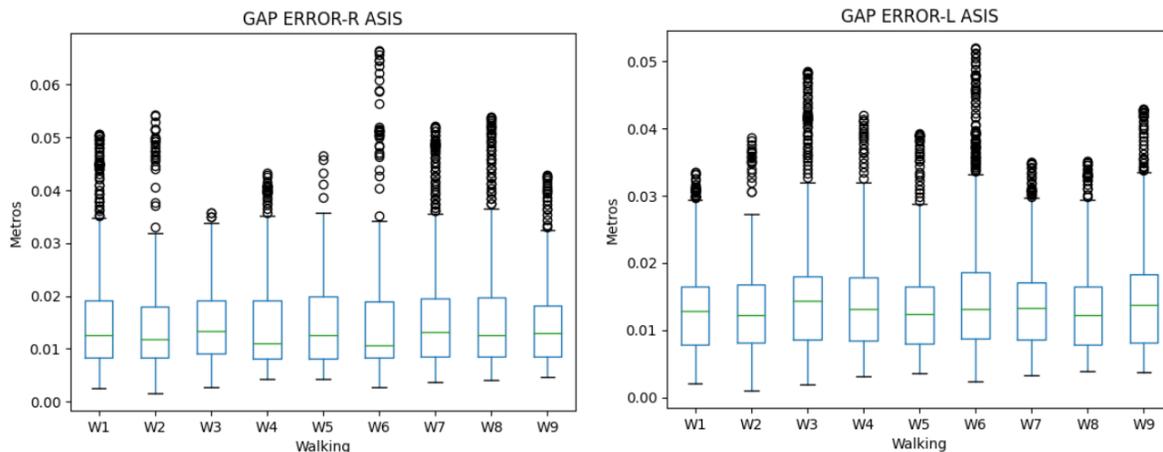


Fig. 16. Diagrama de cajas y bigotes del gap error de LASIS y RASIS

Una vez se cuenta con los parámetros estadísticos, se contó con interés en analizar que variaciones son las relacionadas a la variación del gap error, para ello, se obtuvo una matriz de covarianza (Figura 17) y correlación (Figura 18).

	SACRUM X	SACRUM Y	SACRUM Z	LASIS ST X	LASIS ST Y	LASIS ST Z	RASIS ST X	RASIS ST Y	RASIS ST Z	GAP RASIS	GAP LASIS
SACRUM X	1.671015	-0.018174	0.002528	1.674489	-0.015604	0.006873	1.668314	-0.015596	0.006511	-0.005147	-0.003149
SACRUM Y	-0.018174	0.000386	-0.000022	-0.018215	0.000272	-0.000053	-0.018171	0.000272	-0.000048	0.000005	-0.000013
SACRUM Z	0.002528	-0.000022	0.000359	0.002531	-0.000065	0.000376	0.002517	-0.000002	0.000375	0.000034	0.000006
LASIS ST X	1.674489	-0.018215	0.002531	1.678000	-0.015600	0.006918	1.671767	-0.015577	0.006554	-0.005127	-0.003146
LASIS ST Y	-0.015604	0.000272	-0.000065	-0.015600	0.000287	-0.000062	-0.015605	0.000284	-0.000060	0.000054	0.000029
LASIS ST Z	0.006873	-0.000053	0.000376	0.006918	-0.000062	0.000447	0.006830	0.000024	0.000443	0.000051	0.000002
RASIS ST X	1.668314	-0.018171	0.002517	1.671767	-0.015605	0.006830	1.665634	-0.015611	0.006470	-0.005149	-0.003140
RASIS ST Y	-0.015596	0.000272	-0.000002	-0.015577	0.000284	0.000024	-0.015611	0.000317	0.000025	0.000084	0.000028
RASIS ST Z	0.006511	-0.000048	0.000375	0.006554	-0.000060	0.000443	0.006470	0.000025	0.000439	0.000051	0.000002
GAP RASIS	-0.005147	0.000005	0.000034	-0.005127	0.000054	0.000051	-0.005149	0.000084	0.000051	0.000105	0.000038
GAP LASIS	-0.003149	-0.000013	0.000006	-0.003146	0.000029	0.000002	-0.003140	0.000028	0.000002	0.000038	0.000041

Fig. 17. Matriz de covarianza entre las coordenadas X Y Z del sacro (SACRUM), L ASIS estimada (LASIS ST) y R ASIS estimada (RASIS ST)

	SACRUM X	SACRUM Y	SACRUM Z	LASIS ST X	LASIS ST Y	LASIS ST Z	RASIS ST X	RASIS ST Y	RASIS ST Z	GAP RASIS	GAP LASIS
SACRUM X	1.000000	-0.716635	0.061602	1.000000	-0.663318	0.195506	1.000000	-0.604336	0.186833	-0.357363	-0.318797
SACRUM Y	-0.716635	1.000000	-0.048273	-0.716635	0.876697	-0.075134	-0.716635	0.805682	-0.068193	0.050120	-0.163479
SACRUM Z	0.061602	-0.048273	1.000000	0.061602	-0.256752	0.941858	0.061602	0.051895	0.945951	0.261470	0.129868
LASIS ST X	1.000000	-0.716635	0.061602	1.000000	-0.663318	0.195506	1.000000	-0.604336	0.186833	-0.357363	-0.318797
LASIS ST Y	-0.663318	0.876697	-0.256752	-0.663318	1.000000	-0.213914	-0.663318	0.882909	-0.211634	0.010877	-0.026544
LASIS ST Z	0.195506	-0.075134	0.941858	0.195506	-0.213914	1.000000	0.195506	0.129665	0.999794	0.285764	0.052006
RASIS ST X	1.000000	-0.716635	0.061602	1.000000	-0.663318	0.195506	1.000000	-0.604336	0.186833	-0.357363	-0.318797
RASIS ST Y	-0.604336	0.805682	0.051895	-0.604336	0.882909	0.129665	-0.604336	1.000000	0.131373	0.237646	-0.006232
RASIS ST Z	0.186833	-0.068193	0.945951	0.186833	-0.211634	0.999794	0.186833	0.131373	1.000000	0.289597	0.052176
GAP RASIS	-0.357363	0.050120	0.261470	-0.357363	0.010877	0.285764	-0.357363	0.237646	0.289597	1.000000	0.312283
GAP LASIS	-0.318797	-0.163479	0.129868	-0.318797	-0.026544	0.052006	-0.318797	-0.006232	0.052176	0.312283	1.000000

Fig. 18. Matriz de correlación entre las coordenadas X Y Z del sacro (SACRUM), L ASIS estimada (LASIS ST) y R ASIS estimada (RASIS ST)

5. DISCUSIÓN

En el trabajo se buscó validar la confiabilidad en la localización de las espinas iliacas antero superior derecha (R ASIS) e izquierda (L ASIS), para ello se implementó un “Skin cluster” conformado por tres marcadores ubicados en puntos anatómicos de fácil palpabilidad pertenecientes a la pelvis, con el objetivo que a partir de estos se consiga seguir el movimiento de esta zona corporal durante distintas pruebas.

A partir de obtener las coordenadas correspondientes a R ASIS y L ASIS en una prueba estática y replicar dichas coordenadas en una prueba dinámica, se obtienen dos marcadores virtuales correspondientes a cada espina iliaca, no obstante, al observar el recorrido de la marcha a partir del modelo 3D, véase el anexo 8, se observa como a medida que se desplaza el participante, hay momentos en los que el marcador virtual construido no concuerda con el marcador físico, el comportamiento de la distancia presente en dicha variación se observa en la Figura 15, en donde se evidencia como el valor cambia a medida que se realiza la marcha (tanto en R ASIS como L ASIS), así como que la variación cuenta con un comportamiento periódico, a partir del cual es posible plantear la hipótesis de que está relacionado con los eventos ocurridos en el ciclo de la marcha (contacto inicial, despegue, etc.), idea la cual se apoya al tener en cuenta que en los momentos en que se obtiene un mayor gap error en una de las ASIS, en la otra no se cuenta con un valor igual de considerable, y viceversa. El hecho de que se cuente con este comportamiento es una justificación ante la variación del error obtenido, ya que pueden ser inducidas a partir de variaciones biomecánicas cinéticas o cinemáticas inducidas por la marcha.

Evaluando los resultados del gap error en la Tabla 1, las nueve distintas tomas se evidencian que se tiende a tener un gap error mayor sobre R ASIS (4.95 cm) que L ASIS (4.07 cm), esta variación también puede estar fundamentada en variaciones cinéticas o cinemáticas, o incluso de medidas antropométricas correspondientes al participante, ya que presenta acortamiento de 0.5 cm en la pierna izquierda (medida la cual es médicamente despreciable ya que entra dentro de la normalidad), no obstante, al evaluar dispersión de los datos se evidencia que no hay una variación significativa entre los mismos. A partir de la Figura 16, se pudo observar que entre las marchas realizadas se observa una correcta consistencia entre la distribución de los datos en cada prueba, además de eso se cuenta con la característica de que, en la dispersión esperada, el gap error no ha de ser mayor 4 cm, resultado que al compararlo con los datos relacionados al efecto del STA en la ubicación de las asís, el cual puede dar una variación superior a los 5 cm, como menciona Camomilla [29]. Hasta este punto se cuentan con resultados alentadores en términos de reducción del STA en el análisis de la marcha, no obstante, se cuentan con valores atípicos del gap error que pueden llegar hasta los 6 cm, no obstante, al evaluar el motivo de estas variaciones fuera de la dispersión normal de los datos, se puede relacionar con que el clúster implementado, al no contar con una base rígida, no cumple precisamente con el criterio principal de la cinemática de un cuerpo rígido, el cual habla de que la distancia entre los puntos no varía [28], de este modo se evitan los errores inducidos por transformaciones no rígidas (rotaciones, traslaciones, etc), por lo que al obtener variaciones entre las distancias de los marcadores que componen el clúster podría ser un indicio de la presencia de un error y evaluarlo a partir de datos atípicos. Dentro de los tres marcadores ubicados, el que cuenta con una mayor variación de posición es el correspondiente al sacro, por lo que se buscó establecer una relación entre la

variación de posición en los ejes X, Y, Z, y el gap error obtenido. Para ello, inicialmente se verificó la relación entre la variancia de las coordenadas del sacro y de los marcadores virtuales reconstruidos, además del gap error, como se observa en la Figura 17, en donde se observa una covarianza positiva entre el gap error de R ASIS y las coordenadas del eje Z del sacro, así como también en la coordenada correspondiente a la reconstrucción del marcador virtual establecido, no obstante, como la matriz de covarianza no se trata de un método estandarizado, no brinda información relevante a cerca de la magnitud de relación presente, para ello, nos enfocamos en la matriz de correlación en la Figura 18 en donde podemos confirmar inicialmente una marcada correlación entre las coordenadas Z del sacro y la coordenada Z de R ASIS ST y L ASIS ST, además de una relación presente entre dichas coordenadas y el gap error correspondiente a la espina iliaca derecha.

6. CONCLUSIONES

La localización de las espinas iliacas anterosuperiores de manera virtual a partir de un sistema de referencia ubicado en el sacro, generado a partir de un clúster de marcadores dio indicios de plantearse como una alternativa viable ante personas con mucho STA, teniendo en cuenta los errores obtenidos en este proyecto, a partir de múltiples mejoras en el clúster es posible catalogarlo como una opción atractiva en el análisis biomecánico de personas con abundante tejido adiposo.

La obtención de los puntos de referencia a partir de una prueba estática es un método viable para obtener las coordenadas correspondientes a las ASIS, no obstante, se debe evaluar otros métodos de calibración, como el uso de un puntero instrumentado, además de implementar alternativas para contrarrestar las variables cinéticas o cinemáticas que pueden afectar la ubicación normal de este punto en pruebas dinámicas.

El diseño del skin clúster demostró un rendimiento inicial aceptable y prometedor como alternativa ante diseños de clúster con base rígida, esto a partir de que los errores obtenidos son ligeramente menores a los inducidos por el STA. No obstante, el contar con la posibilidad de obtener errores en la medición o estimación a partir de transformaciones no rígidas, es necesario plantear alternativas para evitarlas

7. RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Como trabajo a futuro, plantear una validación de la configuración del clúster propuesto con un grupo de prueba de mayor tamaño con cualidades morfológicas similares, para posteriormente, evaluar el desempeño del mismo en personas con variaciones fisiológicas al grupo inicial, como lo puede ser un grupo de sexo distinto, o uno con tejido adiposo aumentado.

Por lo que se mencionó en el trabajo, plantear un cuarto marcador que conforme el clúster podría ser beneficioso, por lo que lo ideal es buscar una zona anatómica la cual cuente con una correcta palpación además de contribuir al monitoreo de la pelvis. Adicionalmente, cuantificar el efecto de los movimientos inducidos por la marcha en la pelvis, así como los efectos de variaciones en paciente normalmente poco significativas (rotación de tronco, acortamiento de extremidad, etc.), permitiría evaluar en qué tipo de personas el clúster no contaría con un correcto desempeño.

Finalmente, se podría plantear un clúster semirrígido fabricado a partir de material flexible (como TPU), el cual permita mantener las restricciones cinemáticas presentes en un cuerpo sólido, además de permitir realizar el moldeo a distintas morfologías de pacientes y/o participantes.

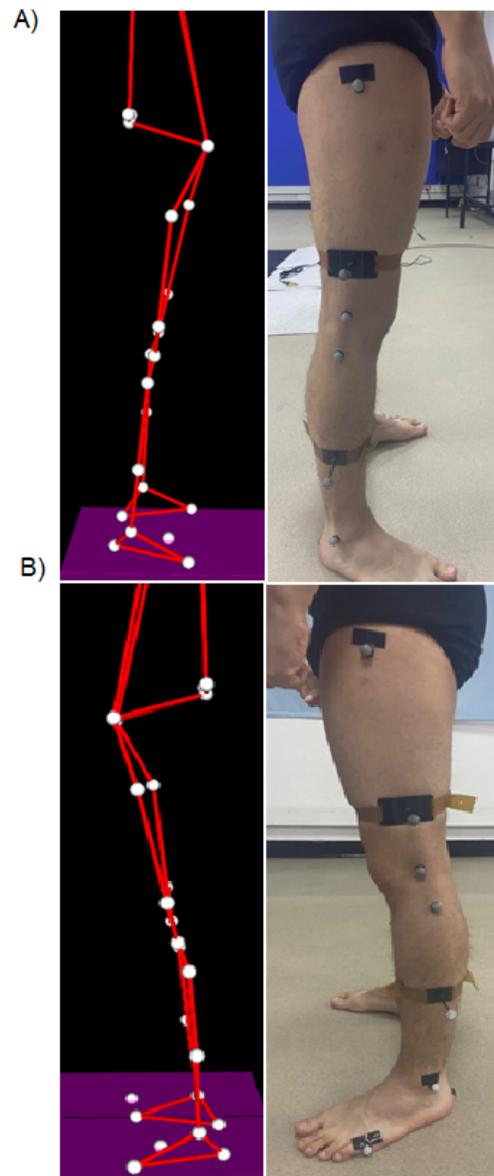
8. REFERENCIAS

- [1] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th ed. Hoboken, N.J: Wiley, 2009.
- [2] A. Cappozzo, U. Della Croce, A. Leardini, y L. Chiari, "Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background", *Gait Posture*, vol. 21, núm. 2, pp. 186–196, feb. 2005, doi: 10.1016/j.gaitpost.2004.01.010.
- [3] V. Medved, *Measurement of human locomotion*. Boca Raton, Fla: CRC Press, 2001.
- [4] S. C. Vázquez, "LA MARCHA: HISTORIA DE LOS PROCEDIMIENTOS DE ANÁLISIS."
- [5] D. Mariana Haro, "Laboratorio de análisis de marcha y movimiento", *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, núm. 2, pp. 237–247, mar. 2014, doi: 10.1016/S0716-8640(14)70034-3.
- [6] R. Katmah, A. A. Shehhi, H. F. Jelinek, A. A. Hulleck, y K. Khalaf, «A Systematic Review of Gait Analysis in the Context of Multimodal Sensing Fusion and AI», *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 31, pp. 4189-4202, 2023, doi: 10.1109/TNSRE.2023.3325215.
- [7] N. B. Alexander y A. Goldberg, «Gait disorders: search for multiple causes.», *Cleve. Clin. J. Med.*, vol. 72, n.º 7, pp. 586-586, jul. 2005, doi: 10.3949/ccjm.72.7.586.
- [8] L. Di Biase *et al.*, «Gait Analysis in Parkinson's Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring», *Sensors*, vol. 20, n.º 12, p. 3529, jun. 2020, doi: 10.3390/s20123529.
- [9] S. Yañez, "Estudio Comparativo de Sistemas de Analisis de Marcha Basados en Sensores Inerciales y Camaras Infrarrojas".
- [10] C. Vaughan, B. Davis, y J. OConnor, *DYNAMICS OF HUMAN GAIT*, vol. 2. South Africa: Kiboho Publishers, 1992.
- [11] R. Baker, *Measuring walking: a handbook of clinical gait analysis*. London: Mac Keith Press, 2013.
- [12] A. Aggarwal, R. Gupta, y R. Agarwal, "Design and Development of Integrated Insole System for Gait Analysis", en *2018 Eleventh International Conference on Contemporary Computing (IC3)*, Noida: IEEE, ago. 2018, pp. 1–5. doi: 10.1109/IC3.2018.8530543.
- [13] A. E. H. Emery, F. Muntoni, y R. Quinlivan, *Duchenne muscular dystrophy*, 4th ed. en Oxford monographs on medical genetics. Oxford: Oxford University Press, 2015.
- [14] Z. Svoboda, M. Janura, P. Kutilek, y E. Janurova, «Relationships between movements of the lower limb joints and the pelvis in open and closed kinematic chains during a gait cycle», *J. Hum. Kinet.*, vol. 51, n.o 1, pp. 37-43, jun. 2016, doi: 10.1515/hukin-2015-0168.
- [15] « Plug-in Gait Reference Guide». Vicon Motion Systems Limited. 2016.
- [16] D. G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, y S. N. Whittlesey, *Research methods in biomechanics*, Second edition. Champaign, Illinois: Human Kinetics, 2014.
- [17] A. Mirelman *et al.*, «Gait impairments in Parkinson's disease», *Lancet Neurol.*, vol. 18, n.º 7, pp. 697-708, jul. 2019, doi: 10.1016/S1474-4422(19)30044-4.
- [18] T. Bonci, V. Camomilla, R. Dumas, L. Chèze, y A. Cappozzo, «Rigid and non-rigid geometrical transformations of a marker-cluster and their impact on bone-pose estimation», *J. Biomech.*, vol. 48, n.º 15, pp. 4166-4172, nov. 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.031.
- [19] L. Meng, L. Millar, C. Childs, y A. Buis, «A strathclyde cluster model for gait kinematic measurement using functional methods: a study of inter-assessor reliability analysis

- with comparison to anatomical models», *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 23, n.º 12, pp. 844-853, sep. 2020, doi: 10.1080/10255842.2020.1768246.
- [20] A. Peters, B. Galna, M. Sangeux, M. Morris, y R. Baker, «Quantification of soft tissue artifact in lower limb human motion analysis: A systematic review», *Gait Posture*, vol. 31, n.º 1, pp. 1-8, ene. 2010, doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.09.004.
- [21] L. J. Millar, L. Meng, y P. J. Rowe, «Routine clinical motion analysis: comparison of a bespoke real-time protocol to current clinical methods», *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 22, n.º 2, pp. 149-158, ene. 2019, doi: 10.1080/10255842.2018.1541089.
- [22] N. Vidal-Seguel, R. E. Miranda-Krause, M. Pumeyrau-Solar, y B. Vásquez, «Definiciones de los Reparos, Marcas Óseas o Accidentes de la Superficie del Hueso en Anatomía Humana», *Int. J. Morphol.*, vol. 39, n.º 1, pp. 335-340, feb. 2021, doi: 10.4067/S0717-95022021000100335.
- [23] C. A. McGibbon, J. Fowler, S. Chase, K. Steeves, J. Landry, y A. Mohamed, «Evaluation of Anatomical and Functional Hip Joint Center Methods: The Effects of Activity Type, Gender, and Proximal Reference Segment», *J. Biomech. Eng.*, vol. 138, n.º 1, p. 011004, ene. 2016, doi: 10.1115/1.4032054.
- [24] D. Mariana Haro, «Laboratorio de análisis de marcha y movimiento», *Rev. Médica Clínica Las Condes*, vol. 25, n.º 2, pp. 237-247, mar. 2014, doi: 10.1016/S0716-8640(14)70034-3.
- [25] B. X. W. Liew, S. Morris, M. A. Robinson, y K. Netto, «Performance of a lateral pelvic cluster technical system in evaluating running kinematics», *J. Biomech.*, vol. 49, n.º 9, pp. 1989-1993, jun. 2016, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.010.
- [26] Z. F. Lerner, W. J. Board, y R. C. Browning, «Effects of an Obesity-Specific Marker Set on Estimated Muscle and Joint Forces in Walking», *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 46, n.º 6, pp. 1261-1267, jun. 2014, doi: 10.1249/MSS.0000000000000218.
- [27] «BTS GAITLAB - Analysis Protocols». BTS Bioengineering.
- [28] «Cinémática del Cuerpo Rígido». Universidad Tecnológica Nacional.
- [29] V. Camomilla, T. Bonci, y A. Cappozzo, «Soft tissue displacement over pelvic anatomical landmarks during 3-D hip movements», *J. Biomech.*, vol. 62, pp. 14-20, sep. 2017, doi: 10.1016/j.jbiomech.2017.01.013.

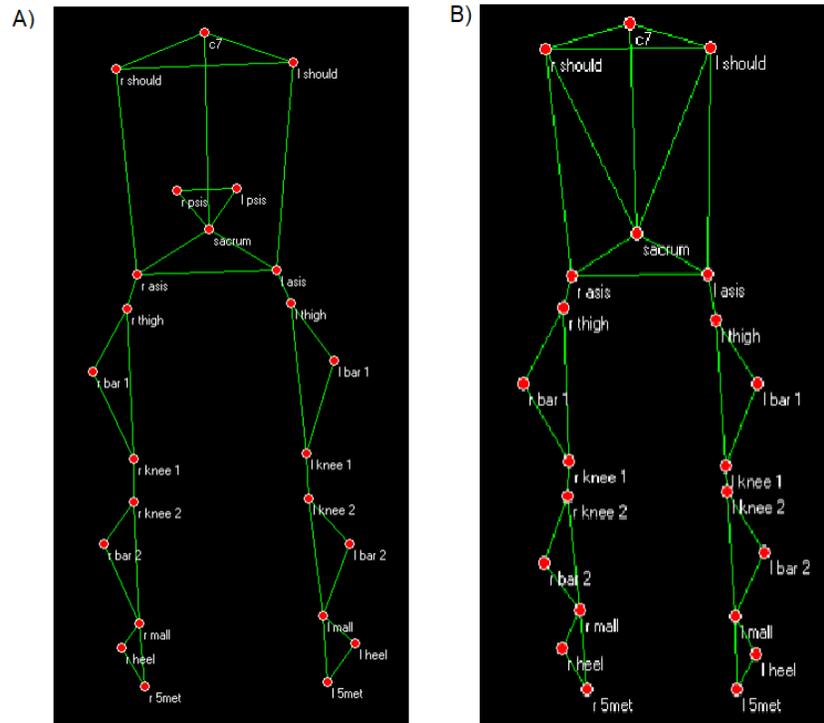
ANEXOS

Anexo 1. Video de la prueba estática realizada o standing:
https://drive.google.com/file/d/1F5Q4A5l6yolHJwzvlra49JNvVvS_6fxN/view?usp=drive_link

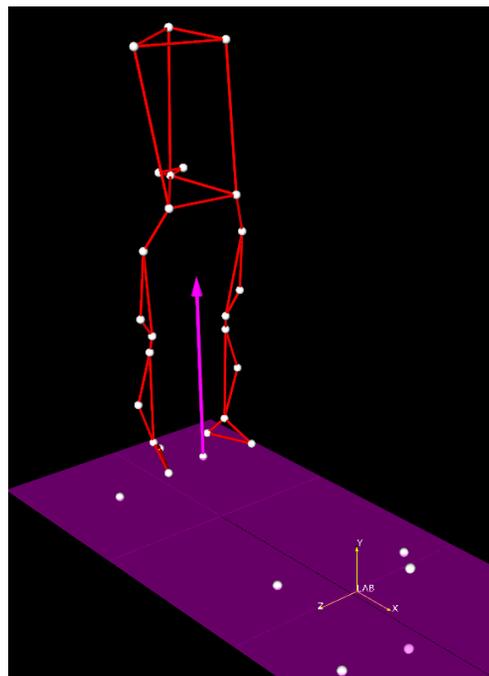


Anexo 2. Alineación de los marcadores correspondientes a la pierna derecha (A) e izquierda (B)

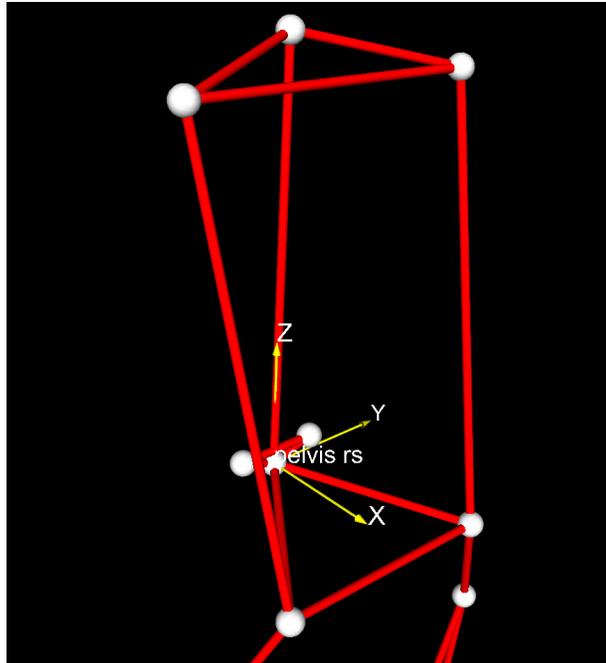
Anexo 3. Video de la prueba dinámica realizada o walking:
https://drive.google.com/file/d/1mflMXVFXLF2eveKFoI9sl_meAfJKTYmX/view?usp=sharing



Anexo 4. Modelo Davis Heel modificado con el clúster (A) y modelo Davis Heel (B)



Anexo 5. Sistema de referencia global.



Anexo 6. Sistema de referencia local.

Anexo 7. Video de la reconstrucción 3D realizando una marcha vista lateral, frontal y superior: <https://drive.google.com/file/d/1klaljvLpE2Klc84l8fnMXqTSQ5a5DjNy/view?usp=sharing>

Anexo 8. Video de la reconstrucción 3D realizando una marcha procesado, vista frontal: <https://drive.google.com/file/d/120ZZCAEw8Krr2EyrshuiumkHVztpGu9Y/view?usp=sharing>