

EVALUACIÓN DE MÉTODOS ANATÓMICOS Y FUNCIONALES
PARA DETERMINAR EL CENTRO DE ARTICULACIÓN
DE LA CADERA

TRABAJO DE GRADO
ALEJANDRO TORRES VARELA

DIRECTOR:
ING. WILSON ALEXANDER SIERRA ARÉVALO

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

2020

Índice general

1. Agradecimientos	3
2. Introducción	4
2.1. Motivación	5
3. Descripción del Problema	6
3.1. Antecedentes	6
3.2. Planteamiento del problema	7
3.2.1. Metodos Anatomicos	7
3.2.2. Métodos Funcionales	9
4. Objetivos	13
4.1. Objetivo general	13
4.2. Objetivos específicos	13
5. Marco referencial	14
5.0.1. Anatomía	14
5.0.2. Movimiento	16
5.1. Centro de la Articulación de la Cadera	17
5.2. Métodos predictivos	18
5.3. Métodos de ajuste esférico	18
5.3.1. Traslacion	19
5.3.2. Rotación	19
5.3.3. Escalamiento	20
5.4. Técnicas de transformación	22
5.5. Proyección entre vectores	24

5.5.1. Joint gap error (JGE)	25
6. Metodología	28
6.1. Adquisición	28
6.1.1. Marcadores	28
6.1.2. Capturas de movimiento	31
6.1.3. Implementacion	31
6.1.4. Estimacion del error	31
7. Resultados	33
8. Discusión	38
9. Trabajos Futuros	41
10. Conclusiones	42

1. Agradecimientos

Expreso mi gratitud inicialmente a Dios, a mi familia, por su apoyo a lo largo de mi carrera. A aquellos docentes que influenciaron nuestra vida académica al transmitirnos sus conocimientos, a mi tutor de tesis el cual hizo posible el desarrollo de este trabajo, y a todos los investigadores mencionados en este documentó.

2. Introducción

La posición del centro de la articulación de la cadera (Hip Joint Center por sus siglas en inglés **HJC**) dentro de la pelvis es fundamental para garantizar una interpretación precisa de los datos en el análisis de movimiento tridimensional de la marcha. La estimación de dicha posición a menudo puede ser difícil de medir in-vivo, sin embargo, su ubicación exacta es importante en diversas aplicaciones tales como la configuración del análisis clínico de la marcha [1], y la determinación los ejes de alineación de las extremidades inferiores durante la intervención quirúrgica de la rodilla, procedimiento el cual se está volviendo cada vez más importante en la cirugía de artroplastia de cadera [2].

La pelvis es una articulación esférica en la que el centro de la cabeza femoral coincide con el centro del acetábulo. Esto conduce a dos posibles enfoques para determinar el HJC; el *método anatómico* el cual utiliza ecuaciones de regresión antropométricas para estimar la posición del HJC; además esta el *método funcional* el cual estima la posición del HJC a partir del movimiento del muslo con respecto a la pelvis. Hasta el momento, los métodos empleados en la determinación del centro de rotación de la cadera han sido fuentes de numerosos errores debido a que requieren el correcto posicionamiento de los marcadores en la piel sobre los indicadores óseos. El desplazamiento de la piel con respecto a los huesos, la elasticidad de la piel y los tejidos blandos, sobre todo en personas obesas, son también grandes obstáculos que han tratado de ser solventados [3]. Aunque se ha llevado a cabo una extensa investigación para llegar al menor error a la hora de calcular el HJC, todavía no está claro qué enfoque presenta los mejores resultados.

2.1. Motivación

La artroplastia de cadera es un procedimiento bien aceptado para pacientes que padecen enfermedad degenerativa de la articulación de la cadera. Sin embargo, la reconstrucción anatómica de la cadera no siempre es fácil. Según Bouffard (2012) [2], la inserción de la prótesis de cadera puede cambiar la geometría de la cadera, cambiando así otros parámetros como el ciclo de la marcha y la distribución de las fuerzas sobre la articulación, lo que puede llevar fácilmente a que se desajuste la prótesis, hecho el cual puede provocar corrosión sobre la conexión entre el acetábulo y la cabeza femoral. La ubicación del centro auricular de la cadera es uno de los parámetros más importantes a la hora de realizar estos procedimientos y su incorrecta determinación puede llevar a las consecuencias antes descritas, según la bibliografía acerca del tema existe una gran variedad de métodos para identificar la posición de HJC [2, 4, 5], sin embargo no existe un consenso entre los autores en el momento de afirmar cual presenta mejores resultados y bajo que condiciones[6], de acuerdo a eso surgió la motivación de conocer entre el método anatómico y funcional, cual presenta un error mas bajo con respecto a la ubicación real de HJC y bajo que condiciones ocurre.

3. Descripción del Problema

La articulación ubicada a un costado de la cadera, en particular, presenta un desafío de analizar utilizando modelos biomecánicos derivados de las trayectorias de los marcadores cutáneos. En primer lugar, la cadera se encuentra profundamente dentro del cuerpo y, por lo tanto, la verdadera ubicación de la HJC no se puede medir directamente a partir de puntos de referencia visibles en la superficie de la piel[7]. En segundo lugar, la cadera está rodeada de tejido capsular, músculo y grasa. El movimiento de la masa de tejido blando en relación con la anatomía ósea subyacente puede introducir errores [3]. A pesar de la gran variedad de métodos para identificar la posición de HJC, no existe un consenso entre los autores en el momento de afirmar cual Método presenta mejores resultados y con que parámetros; de acuerdo con eso surgió la motivación de hacer una evaluación precisa del error sobre los enfoques funcional y anatómico resolver la incógnita acerca de cual se debe recomendar y bajo que condiciones.

3.1. Antecedentes

En el modelamiento biomecánico para el análisis del movimiento, el centro de la articulación de la cadera (HJC) se utiliza para definir la ubicación proximal del segmento del muslo[7]. Este es el punto que define la orientación del segmento del muslo, que determina la cinemática de cadera y rodilla[7]. El HJC no se puede palpar, para fines de modelado, se debe calcular su ubicación[3].

3.2. Planteamiento del problema

Se han utilizado dos enfoques principales, con variaciones de estos, para estimar la HJC a partir de marcadores cutáneos [8, 9, 3, 6]. Los métodos predictivos o anatómicos los cuales estiman la ubicación del HJC utilizando medidas antropométricas y basada en ecuaciones de regresión lineal de datos provenientes de marcadores colocados en puntos de referencia óseos. Por ejemplo, algunos modelos usan la longitud de la pierna, el ancho y la profundidad de la pelvis para ubicar el HJC [10, 11, 3, 7]. Todos los modelos utilizados en el enfoque predictivo se han determinado en pocos sujetos sanos de poblaciones homogéneas, Además, la simetría de la cadera de las dos piernas se asume a menudo [4].

Los métodos funcionales son similares a los métodos predictivos en que utilizan las posiciones de los segmentos corporales para calcular el HJC. Sin embargo, a diferencia de los métodos predictivos, los algoritmos utilizados por los enfoques funcionales incorporan la cinemática del muslo en relación con la pelvis, en sus tres grados de libertad, para estimar la ubicación 3D de la HJC, para mejorar la precisión de la ubicación de la HJC. Existen varios algoritmos para modelar el HJC basado en el método funcional y, según Erigh (2006) [12], el algoritmo Symmetrical Center of Rotation Estimation (SCoRE) el proporciona el error de estimación más bajo reportado en la ubicación del HJC.

3.2.1. Metodos Anatomicos

En el artículo de Bell (1990) [10] se hace por primera vez una revisión de los métodos existentes para identificar el HJC, En este artículo se replicó el método descrito por Cappozzo (1984) [5] el cual describió un método de estimación de HJC basado en las premisas de que el muslo es un cuerpo rígido y el HJC es el centro de una esfera descrita por la rotación tridimensional de un punto en ese cuerpo, pero no informó de cuanto fue la estimación de su error, por ese motivo Bell y su equipo decidieron recrearlo. Este método se comparó con los resultados de los métodos del grupo de Andriacchi (1982) [13] y el grupo de Tylkowski (1982) [14] en los mismos sujetos.

Tabla 3.1: Revisión determinación del HJC por Bell(1990) [10]

Ref	Autor	año	marcadores	Método
[5]	CAPOZZO	1984	Pelvis Miembros inferiores	Un sistema de análisis de movimiento Vicon rastreó continuamente estos marcadores a medida que el sujeto flexionaba, extendía y abducía la cadera, y los lugares de las ubicaciones de los marcadores se ajustaban por mínimos cuadrados a una esfera cuyo antero definía el HC de la rotación femoral en la pelvis.
[13]	ANDRIACCHI	1982	ASIS Sínfisis púbica	Se estimo la ubicación del ASIS óseo derecho y sínfisis púbica moviendo una distancia igual al contrapeso respectivo estimado del tejido blando. La localización de un punto 1.5 cm distal al punto medio entre los dos marcadores anteriormente descritos fue hallado y se calculo la distancia desde ese punto al marcador mas cercano al HJC y se calculo el error en las 3 dimensiones
[14]	TYLKOSWS-KI	1982	Distancia entre ASIS	Se determino la distancia entre asís a través de Vicon y se comparo con sus correspondientes radiografías, después se determino el error

Más adelante en el artículo de Hará (2016) [3], se hizo una nueva revisión de métodos anatómicos donde se replicaron algunos métodos que fueron desarrollados posteriormente a Bell (1990) [10]. Se replicaron los métodos de Davis (1990) [11], harrington (2007) [7] y un método desarrollado por Hara (2016) [3] y su equipo propusieron otro método anatómico donde se investigo si las ecuaciones de regresión específicas de sexo y / o edad mejoran la precisión en la localización del HJC con la longitud de la pierna como predictor único para su uso en el análisis clínico de la marcha.

Tabla 3.2: Revisión determinación del HJC por Hara(2016) [3]

Ref	Autor	año	marcadores	Método
[7]	HARRINGTON	2007	posterior superior iliac spines (ASIS, PSIS)	Se asumió que la cabeza femoral podría estar representada por una esfera de radio R con centro (x_c, y_c, z_c) . Se ajustó una esfera minimizando la suma de cuadrados de las distancias desde cada punto de datos a la superficie de la esfera. Los valores iniciales de (x_c, y_c, z_c) en la optimización provienen de una estimación visual de la HJC en las imágenes de resonancia magnética); el valor inicial de R se tomó como la distancia promedio de todos los puntos seleccionados desde este HJC estimado
[11]	DAVIS	1991	Distancia entre ASIS, θ y β	se localizo el centro de rotación de la cadera, es decir la ubicación del HJC relativo al sistema incrustado de la pelvis (entre los marcadores ASIS). Para la localización del HJC. el autor se baso en un modelo desarrollado por NCH a través de radiografías, donde se hallaron valores para θ y β y relaciones como C en función de la longitud de la pierna (en metros).
[3]	HARA	2016	Longitud de la pierna en metros	En cada exploración, se identificaron las ubicaciones de 12 puntos de referencia anatómicos. De esos 12 marcadores la longitud de la pierna fue el mejor predictor para todas las coordenadas. La edad se determino como una variable categórica, como categorías niños, adolescentes y adultos.

3.2.2. Métodos Funcionales

Los métodos funcionales se basan en algoritmos que modelan el movimiento de unos marcadores colocados estratégicamente para poder calcular el HJC, en estos métodos se hace uso de algebra lineal con el fin de ajustar las iteraciones de los marcadores en matrices para su adecuada implementación computacional[12]. Debido a la gran variedad de métodos para llevar a cabo el análisis de la marcha, se hizo necesario la realización de un estudio de todos los métodos funcionales formales existentes y clasificarlos; fue así como

en el artículo de Ehrig (2006) [12] y en su material complementario se realizó dicha clasificación por primera vez de una manera exhaustiva. Atendiendo a dicha clasificación, se distingue entre los métodos de ajuste y los métodos de transformación, así como aproximaciones que consideran el movimiento de uno o dos segmentos, de acuerdo con la estrategia matemática[15]. En esta clasificación todos los métodos considerados fueron puestos a prueba en un ámbito no clínico y se realizaron comparativas de los resultados obtenidos ante diferentes condiciones de ensayo tales como desplazamientos de los marcadores asociados a la deformación y elasticidad de la piel o distintos escenarios de distribución de marcadores[12].

Métodos de ajuste

Los métodos de ajuste son aquellos que asumen que cada marcador sigue una trayectoria circular independiente en torno al eje, pero que todos los planos de movimiento de los marcadores poseen un vector normal común estacionario. De este modo se asume que tanto el centro de rotación como el eje de rotación en el que éste se encuentra se mantienen fijos con respecto a un sistema de coordenadas global y, por tanto, también se encuentra en reposo uno de los dos segmentos que convergen en la articulación [12].

Tabla 3.3: Revisión determinación del HJC por Ehrig(2006) [12]

Ref	Autor	año	marcadores	Metodo
[5]	Ajuste geométrico de esfera	1984	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	Para calcular el centro de rotación de la articulación mediante este método se emplea la aproximación de que la trayectoria seguida por cada marcador se corresponde con la de una esfera de un radio específico cuyo centro es el centro de rotación de la articulación, Posteriormente se le aplica una minimización de cuadrados a la ecuación y se halla la esfera que mejor ajuste.
[12]	Ajuste cilíndrico del eje	2006	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	Se asume que lo único que se mantiene constante en el movimiento es la distancia entre el marcador y el eje de rotación común. Geométricamente esto quiere decir que los marcadores se encuentran posicionados en la superficie de cilindros concéntricos

Continúa en la página siguiente

Tabla 3.3 – continua de la página anterior

Ref	Autor	año	marcadores	Método
[16]	Ajuste algebraico Esferico	2003	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	Para encontrar el HJC conjunto (A, B) de la articulación. \mathbf{p}_{ij} son las ubicaciones de los marcadores, el HJC conjunto C se puede estimar minimizando la diferencia entre la distancia al cuadrado de (\mathbf{p}_{ij} a C y la radio al cuadrado (R) del círculo ajustado sobre la trayectoria del movimiento del marcador.
[17]	Ajuste de Pratt	1987	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	En éste método no hay presente ningún descentramiento asociado a los métodos algebraicos, por cuenta de la división sobre el mejor radio estimado elevado al cuadrado.

Técnicas de transformación

Las técnicas de transformación asumen que el eje de rotación, y por tanto también el centro de rotación es estacionario en cada sistema local de coordenadas de un segmento[12]. Si inicialmente se asume que uno de los dos segmentos que convergen en la articulación se encuentra en reposo y, por tanto, el eje de rotación también lo está, entonces es posible definir transformaciones rígidas de cuerpos. Estas transformaciones constan de rotaciones, R_i , y traslaciones, t_i , donde $i = 1, \dots, n$, que transforman los vectores del sistema de coordenadas global a los sistemas de coordenadas locales que varían con el tiempo [12].

Tabla 3.4: Revisión determinación del HJC por Ehrig (2006) [12]

Ref	Autor	año	marcadores	Método
[12]	Técnica de transformación del eje (ATT) y del centro (CTT)	2006	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	Se representa el eje de rotación mediante un punto en el eje junto con un vector de dirección normalizado. Por tanto, las transformaciones deben anclar los puntos que forman la esfera al sistema local de coordenadas.

Continua en la página siguiente

Tabla 3.4 – continua de la página anterior

Ref	Autor	año	marcadores	Método
[18]	Técnica de Holzreiter	1991	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	Es derivada del CTT; en esta aproximación se eliminó la variable c , una con el índice i y otra con el j . Esta no determina un centro de rotación c único, sino un conjunto de soluciones que definen el eje de rotación de la transformación del conjunto de marcadores entre los periodos i y j .
[19]	Técnica de Transformación de Schwartz (STT)	2004	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	El centro de rotación está definido por la intersección de los puntos más cercanos entre el eje y un eje de rotación diferente donde k y l son instantes de tiempo posteriores.
[20]	Técnica del pivote helicoidal (Woltring)	1991	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	En éste método no hay presente ningún descentramiento asociado a los métodos algebraicos, por cuenta del cociente sobre el mejor radio estimado elevado al cuadrado
[21]	Aproximación de Marin	2003	RASIS, LASIS, RthighUpp, RthighLat, RthighLow, LthighUpp, LthighLat, LthighLow	Propuesta como el método que determina el punto de amplitud mínima. El centro de rotación, c , es por tanto definido como el punto que se "mueve" menos ante la transformación (R_i, t_i) .

4. Objetivos

4.1. Objetivo general

Evaluar si el metodo funcional para determinar el centro de articulaci3n de la cadera da como resultado un error m1s bajo que los enfoques an1ticos.

4.2. Objetivos espec1ficos

- A Evaluar e implementar un m3todo funcional, de acuerdo al estado del arte, para estimar el centro de articulaci3n de la cadera a partir de los datos de posici3n de los marcadores que conforman la articulaci3n.
- B Evaluar e implementar un m3todo an1tico, de acuerdo al estado del arte, para estimar el centro de articulaci3n de la cadera a partir de los datos de posici3n de los marcadores que conforman la articulaci3n.
- C Determinar las condiciones y par1metros que se deben tener en cuenta en el momento que se usa el m3todo de calibraci3n funcional.

5. Marco referencial

El centro articular de la cadera se ha mencionado un sin número de veces en los buscadores más populares, debido principalmente a la gran importancia que su localización tiene en varias aplicaciones de ortopedia, disciplina donde la biomecánica ha tenido un gran impacto debido entre muchas cosas a la capacidad de automatizar estos procesos a través de algoritmos, y brindar nuevas soluciones a la industria en base a resultados compartidos en varias publicaciones [8, 22] .

5.0.1. Anatomía

El centro articular de la cadera es una articulación esférica que permite que la parte superior de la pierna se mueva en flexion, extension y aduccion, abduccion [23]. La cadera es la articulación que soporta peso más grande del cuerpo, está rodeada de ligamentos y músculos fuertes [23]. El hueso de la cadera es un hueso grande, aplanado, de forma irregular, constreñido en el centro y expandido arriba y abajo [23]. Consta de tres partes, el ilion, el isquion y el pubis, que son distintas entre sí en el sujeto joven, pero se fusionan en el adulto; la unión de las tres partes tiene lugar en y alrededor de una gran cavidad articular en forma de copa, el acetábulo, el cual se encuentra cerca del centro de la superficie exterior del hueso. La cadera está formada por aportes del ilion (aproximadamente 40 % de la cadera), isquion (40 %) y pubis (20 %) [23].

La superficie articular de la cadera tiene forma de semilunar desde el interior, dentro del semilunar hay una fosa acetábular inferior central, Esta fosa contiene una almohadilla de grasa cubierta sinovial y el origen del ligamento redondo ; El transversal inferior completa el encaje de la articulación

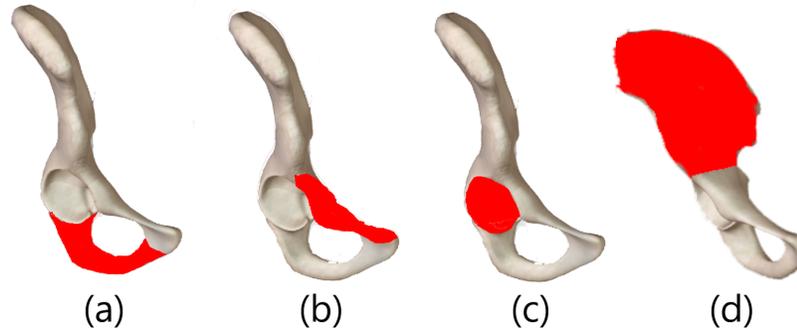


Figura 5.1: Pelvis vista desde el plano frontal (a) Isquion (b) Illion (c) Pubis (d) Acetabulo

de la cadera [23]. Un fuerte labrum fibrocartilaginoso está anclado al borde del acetábulo, tiene una función importante en el desarrollo y distribución de fuerzas alrededor de la articulación de la cadera [23]. Otra función es restringir el movimiento del líquido sinovial al compartimento periférico de la cadera, lo que lleva a ejercer un efecto de presión negativa dentro de la articulación de la cadera [23]. El labrum recorre la circunferencia del acetábulo, en su parte inferior el ligamento acetábular transversal cruza la fosa acetábular [23]. Está adherido al borde óseo del acetábulo y está separado de la unión de la cápsula [23].

La cabeza femoral está cubierta con un cartílago articular más allá de los alcances del borde óseo acetábular para acomodar todo el rango de movimiento. La región cubierta representa del 60 % al 70 % de una esfera [23]. Hay un área descubierta en el área central de la cabeza femoral que se llama fovea capitis, para la inserción de ligamento teres [23]. El ligamento redondo no contribuye a la estabilidad de la articulación, está cubierto de fluido sinovial, por lo que a pesar de ser intraarticular, en realidad es un componente extra sinovial [23]. La cabeza femoral está unida al eje femoral por el cuello, que varía en longitud según el tamaño del cuerpo [23]. Esta característica es importante debido a que la diáfisis femoral se desplaza lateralmente desde la pelvis, lo que facilita la libertad de movimiento de la articulación [23]. Durante las actividades de soporte de peso, el fémur proximal está sujeto a grandes esfuerzos de tracción y compresión, especialmente en las regiones intertrocanterea y subtrocanterea [23]. Se desarrollan patrones de hueso tra-

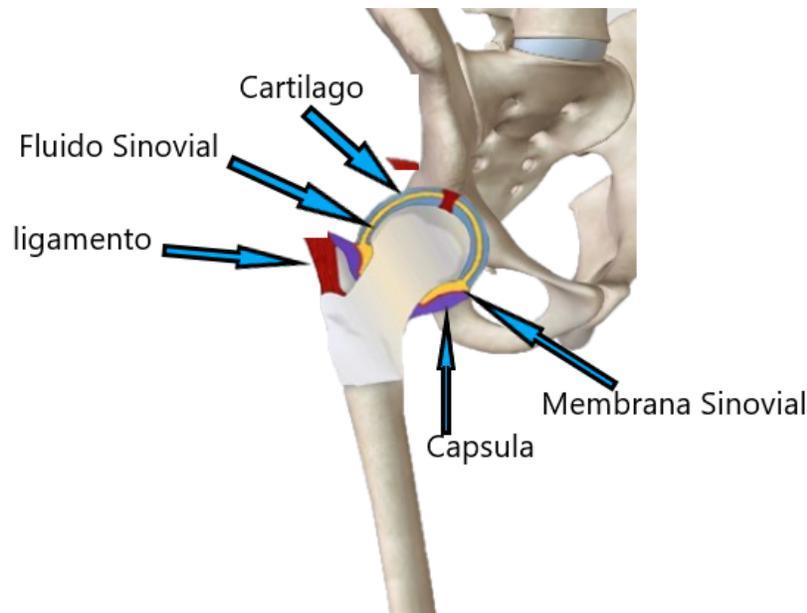


Figura 5.2: Distribucion de la pelvis en el plano frontal

becular para resistir estas fuerzas deformantes. Estas trabéculas consisten en un grupo de compresión primario, que surge de la cortical subtrocantérea medial y asciende hacia arriba hacia la cabeza femoral que soporta peso, y un grupo de tracción primario, que se extiende desde el área foveal de la cabeza femoral, a través del cuello femoral superior, y en la corteza lateral subtrocantérea [23]. Compresión secundaria, tracción secundaria y un grupo trocantéreo mayor completan el patrón de orientación trabecular [23]. El calcar femoral es una placa densa de hueso que se extiende lateralmente desde la corteza femoral posteromedial hasta la cara posterior del trocánter mayor [23]. El calcar es más grueso en su cara medial y se adelgaza gradualmente a medida que se extiende lateralmente [23].

5.0.2. Movimiento

Los movimientos de la cadera son muy extensos y consisten en Flexión, Extensión, Aducción, Abducción, Circunducción y Rotación [23]. La articulación de la cadera presenta un contraste muy llamativo con la articulación del hombro en que se trata de arreglos mecánicos más completos por su

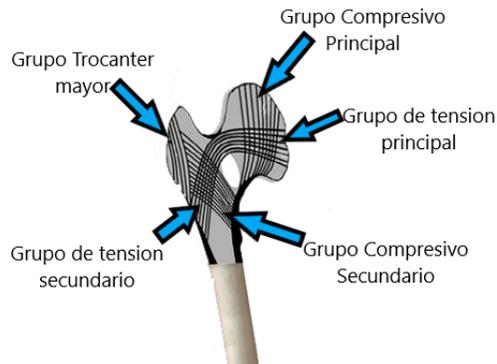


Figura 5.3: Patrones de hueso trabecular para resistir estas fuerzas deformantes.

seguridad y por la limitación de sus movimientos [23].

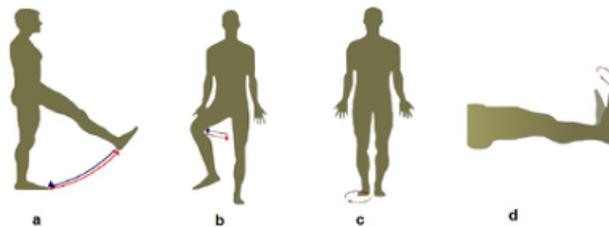


Figura 5.4: Tipos de movimientos: a) Flexión y extensión b) Aducción y abducción c) Circunducción d) Rotación [23]

5.1. Centro de la Articulación de la Cadera

El HJC es un punto el cual es importante tanto para identificar el eje mecánico de la extremidad inferior durante la cirugía, como para permitir cargas correctas y para predecir la acción muscular precisa en el análisis de la marcha. Los errores en la ubicación de la HJC pueden conducir a inexactitudes sustanciales, no solo en el reemplazo total de rodilla y la artroplastia de cadera sino también en la cinemática y la cinética de la cadera durante la marcha[8]. La ubicación de la HJC se definió como el centro geométrico

de la cabeza femoral modelada como una esfera. En el plano frontal, se mide la distancia perpendicular desde la línea media de la pelvis (línea desde el centro del sacro al centro de la sínfisis púbica) y la HJC para ambas piernas [2].

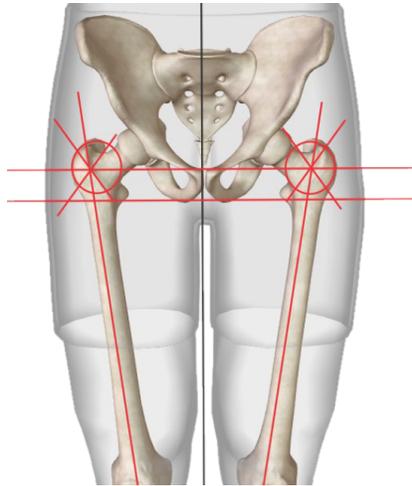


Figura 5.5: Determinación anatómica del HJC.

5.2. Métodos predictivos

Enfoques basados en medidas antropométría y regresiones lineales [3].

5.3. Métodos de ajuste esférico

Ehnrig(2006) [12] hizo especial énfasis en los métodos basados en ajustes de esfera, los cuales tienen como principio asumir el centro de rotación de la cadera como estacionario con relación al movimiento del fémur, y la dinámica que este produce es aproximable a la de una esfera. Esta aproximación es solo posible cuando se hace un ajuste a las coordenadas globales del sistema convirtiéndolas en locales a cada segmento. Bajo esta condición, marcadores como el segmento femoral se mueve en la superficie de una esfera con radios específicos alrededor de un centro pélvico común.

5.3.1. Traslacion

Los segmentos mencionados anteriormente se representan como unos vectores unitarios en el espacio, sus ajustes se hacen a través de las transformaciones traslación y rotación, donde la traslación se define mediante un vector \vec{t} y todo punto P perteneciente al cuerpo trasladado pasa a una posición P' determinada por el vector de traslación \vec{t} [24].

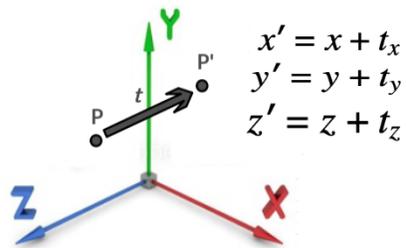


Figura 5.6: **Traslación de un punto.** Sea un punto P de coordenadas (x,y,z) deseamos calcular sus nuevas coordenadas (x',y',z') tras sufrir una traslación \vec{t} (t_x, t_y, t_z)

5.3.2. Rotación

La rotación es un movimiento que consiste en girar en un ángulo determinado todos los puntos de una figura en torno a un punto llamado centro de rotación [25].

Una rotación sobre cualquier eje se define mediante:

- Un punto del eje p.
- Un vector (\vec{V}) que determina la dirección y sentido del eje.
- El sentido del giro de un eje lo determina la regla de la mano derecha.

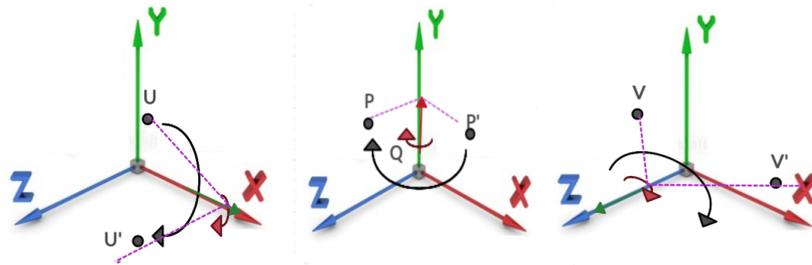


Figura 5.7: **Rotacion de un punto.** Todo punto P perteneciente al cuerpo girado pasa a una posición P' por rotación de un ángulo β sobre (θ, j) la figura supone que beta es negativo. Lo mismo ocurre para los demás planos [24].

5.3.3. Escalamiento

El escalamiento se define mediante un vector y un escalar, donde al realizar la operacionde producto escalar podemos dimensionar el vector mientras este guarda la misma direccion [24].

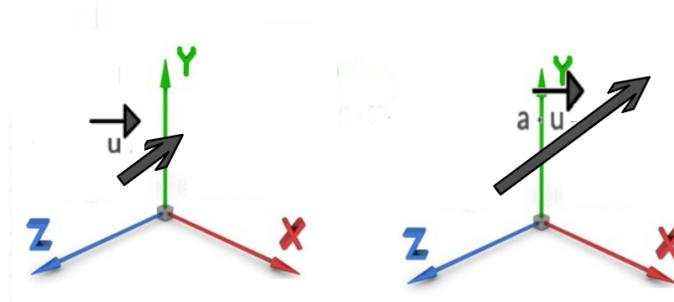


Figura 5.8: **Escalamiento de un vector** Sea un vector \vec{u} tal que su magnitud sea $\|\mathbf{u}\|$ y al multiplicarlo por un escalar \mathbf{a} su norma quede $\mathbf{a} \cdot \|\mathbf{u}\|$

Después de la transformación de los marcadores a las nuevas coordenadas, teniendo uno de los segmentos en estado estacionario; el movimiento del segmento femoral simula estar sobre la superficie de una esfera con radio específico alrededor de un centro pélvico común. Por tanto, este enfoque intenta ajustar mejor tanto los radios como la posición del centro de la articulación a los datos del marcador [15].

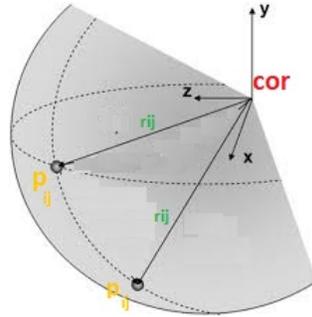


Figura 5.9: Determinación del HJC a través del método de ajuste esférico [26]

Para calcular el centro de rotación de la articulación mediante este método se emplea la aproximación de que la trayectoria seguida por cada marcador se corresponde con la de una esfera de un radio específico cuyo centro es el centro de rotación de la articulación [12]. La cinemática de un segmento está representada por los marcadores $j = 1, \dots, m$. La posición global de los marcadores \vec{P}_{ij} , viene dada en los períodos $i = 1, \dots, n$ [12], de lo que tenemos la ecuación 5.1.

$$r_{ij} = \left\| \vec{P}_{ij} - c \right\| \quad (5.1)$$

Se puede observar que en la figura 5.9, \vec{P}_{ij} como el vector desde el centro articular de la cadera (HJC) hasta la superficie de la esfera en todos los instantes de tiempo, y a r_{ij} como su magnitud es decir su radio; A \vec{P}_{ij} se le resta el radio de la esfera que se está buscando, posterior a esto, se minimizar la ecuación a través de la suma de las distancias Euclídeas al cuadrado entre la posición de los marcadores y la de la esfera de lo que se obtiene la ecuación

$$f(\mathbf{c}, \mathbf{r}_1, \dots, \mathbf{r}_m) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left(\left\| \vec{P}_{ij} - \mathbf{c} \right\| - r_j \right)^2 \quad (5.2)$$

La técnica mencionada anteriormente se conoce como el método de ajuste de esfera geométrico, y su minimización es un problema no lineal sin soluciones cerradas, el cual es resuelto iterativamente [12]. Dado que se requiere al menos una estimación inicial para c , se han propuesto otros métodos de criterio de mínimos cuadrados modificados que no requieren una estimación inicial tal

como se muestra en la ecuacion 5.3.

$$f(\mathbf{c}, \mathbf{r}_1, \dots, \mathbf{r}_m) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n (\|\vec{P}_{ij} - \mathbf{c}\|^2 - r_j^2)^2 \quad (5.3)$$

El cual se conoce como el estimador de Delonge-Kasa [27], donde para encontrar el HJC el cual es el conjunto (A, B) de la articulación. Se tiene que: Sean (x_i, y_i) las ubicaciones de los marcadores; el HJC es decir conjunto (A, B) se puede estimar minimizando la diferencia entre la distancia al cuadrado de (x_i, y_i) a (A, B) y el radio al cuadrado (R) del círculo ajustado sobre la trayectoria del movimiento del marcador[27] como se observa en la figura 5.10.

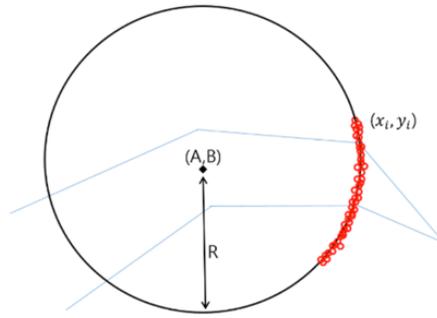


Figura 5.10: Estimador Delonge-Kasa 5.10.

5.4. Técnicas de transformación

Las técnicas de transformación asumen que el centro de rotación es estacionario en cada sistema local de coordenadas de un segmento. Cada segmento puede ser definido como un cuerpo rígido cuya posición puede ser determinada por distintas transformaciones[15]. Estas transformaciones constan de rotaciones, R_i , y traslaciones, t_i , donde $i = 1, \dots, n$, que transforman los vectores de los sistemas de coordenadas locales que varían con el tiempo al sistema de coordenadas global [15]. En la práctica, de manera contraria a lo expuesto anteriormente, no es posible que uno de los segmentos que se encuentran

relacionados mediante una articulación se mantenga en reposo mientras el otro realiza un movimiento. Del mismo modo, es necesaria una transformación de coordenadas globales a los sistemas de coordenadas locales previa a la determinación de los centros de rotación de las articulaciones [12]. Dicha transformación se encuentra sujeta a las mismas fuentes de error y problemas para la definición de sistemas de coordenadas locales que el otro segmento. El método descrito por Ehrig [12], el **SCoRE** se encuentra clasificado dentro de las técnicas de transformación, además de tratarse de un método funcional; este permite determinar la posición del centro de rotación sin la necesidad de realizar una transformación inicial, por lo que se ha clasificado este método como uno de aproximación bilateral. Esto también permite que se obtenga un centro de rotación único para todos los instantes de tiempo en coordenadas locales aunque ambos segmentos se encuentren en movimiento[12]. Todos los métodos de ajuste esférico requieren inherentemente que el centro de rotación se encuentre fijado en el sistema de coordenadas global. Para los métodos de transformación de coordenadas, sin embargo, no es necesario tener un centro de rotación estacionario, pero es necesario definir sistemas de coordenadas locales para cada uno de los segmentos. La filosofía del método aquí descrito es que las coordenadas del centro de rotación deben permanecer constantes en relación a ambos segmentos. Matemáticamente, esto nos conduce a la ecuación 5.4, la cual debe ser minimizada [12].

$$f(\mathbf{c}_1, \mathbf{c}_2) = \sum_{i=1}^n \|R_i \hat{\mathbf{c}} + t_i - \mathbf{S}_i \mathbf{c}_2 + d_i\|^2 \quad (5.4)$$

Si las transformaciones, es decir, rotaciones y traslaciones, (R_i, t_i) , (S_i, d_i) , $i=1, \dots, n$, y, n , donde n es el número total de frames, desde las coordenadas del segmento local hasta un sistema global para cada se conocen los frames, el centro de rotación de la cadera (hip center of rotation por sus siglas en ingles **CoR**) óptimo se puede obtener resolviendo el problema de mínimos cuadrados lineales sobredeterminado como se observa en la ecuación 5.5.

$$\begin{bmatrix} R_1 & -S_1 \\ \vdots & \vdots \\ R_n & -S_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_1 \\ c_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_1 & -t_1 \\ \vdots & \vdots \\ d_n & -d_n \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

donde c_1 y c_2 son los centros de rotación en los sistemas de coordenadas locales. La ecuación 5.5 resumida queda como $Ac = B$. Después de la trans-

formación en un sistema global apropiado, ambas representaciones centrales $c_{1,i} = r - ic_1 + t_i$, $c_{2,i} = rS_i c_2 + d_i$, las cuales coincidirán para todos los frames i , siempre y cuando el movimiento de los segmentos describa perfectamente una esfera alrededor de un centro común [15]. Por tanto, la magnitud $r = (c_{12} - c_{21}, \dots, c_{1n} - c_{2n})^T = Ac - b$ debería ser una medida útil para el error esperado del resultado. De hecho, matemáticamente, r es el llamado residual del problema subyacente de mínimos cuadrados lineales. Por lo tanto, se utilizó el residual escalado $r_s = r/\text{sqrt}(n)$, que es una medida de la desviación de las estimaciones conjuntas por frame [15].

Para poder implementar este método es necesario que cada segmento quede definido como un sólido rígido, por lo que es necesario emplear tres marcadores como mínimo en cada segmento [12].

5.5. Proyección entre vectores

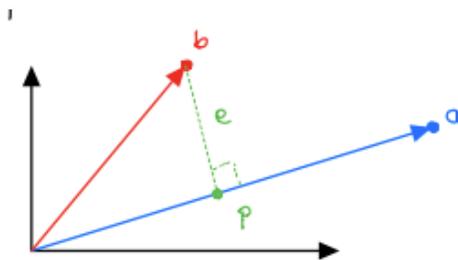


Figura 5.11: Vector proyeccion de \vec{b} sobre \vec{a}

Sea un vector \vec{a} y un vector \vec{b} ambos anclados al mismo marco de referencia pero con direcciones y magnitudes diferentes es posible calcular un nuevo vector con la direccion de \vec{a} en las coordenadas (x,y) pero este con la magnitud de b; a este vector se le llama la proyeccion de \vec{b} sobre \vec{a} (**Proy_ba**) y puede verse graficamente representado en la figura 5.11 [24]

Lo cual obedece a la ecuacion 5.6, donde como resultado obtenemos un escalar el cual representa la distancia magnitud del vector \vec{b} sobre el vector \vec{a} ; para obtener el vector proyeccion no es mas que multiplicar la magnitud arrojada por esa ecuacion y multiplicarla al vector \vec{a} a traves de un producto

escalar [24].

$$Proy_b \mathbf{a} = \frac{b \cdot a}{b \cdot b} \quad (5.6)$$

5.5.1. Joint gap error (JGE)

En mcgibbon(2016) [9] se hizo un estudio similar al trabajado en el presente documento, ahí se menciona que, a pesar de poseer las capturas cinemáticas necesarias para poder implementar los métodos de localización del HJC, al no poseer imágenes de rayos x o tomografía axial computarizada, no era posible determinar el error entre el HJC real calculado a partir de las imágenes y el punto que arroja el algoritmo, es así como para solucionar este problema en mcgibbon(2016) [9] se describe una posible solución; donde a partir de los marcadores resaltados en la tabla 6.1, se crea un nuevo marco de referencia distinto al global del laboratorio y al embebido en la pelvis a partir de una captura estática tomara del sujeto de prueba.

Se parte desde la premisa de que los algoritmos para determinar la posición del HJC están basados en las coordenadas locales de la pelvis. De acuerdo a eso se centran en la otra extremidad que tienen contacto con el HJC, el fémur, el cual tiene la característica de que se mueve sobre la pelvis en el mismo punto (HJC). Es así como se procede a elaborar el nuevo marco de referencia sobre los marcadores puestos sobre el fémur derecho (RThighLat, RThighLow, RThighUpp), creando un vector desde RThighLow hasta RThighUpp, otro auxiliar desde RThighLat hasta RThighUpp, ya teniendo estos, a través del producto cruz entre ambos se halla un nuevo vector perpendicular a ambos, y repitiendo esta operación ahora entre el nuevo vector perpendicular a ese; Finalmente se dividirán estos nuevos vectores perpendiculares entre sí con sus respectivas normas, para obtener como resultado tres vectores con norma igual a la unidad, juntos estos tres vectores nos arrojan un nuevo marco de referencia local.

Este nuevo marco de referencia local se hace con base en el fémur, sin embargo, queda anclado al marco de referencia del laboratorio con coordenadas (0,0,0) en (x,y,z); lo que se procede a esto es trasladar el HJC hallado a partir del algoritmo que estamos evaluando, partiendo de la premisa mencionada anteriormente donde este HJC se halla a partir de la pelvis, específicamente en el punto medio entre ambos extremos del ASIS, es así como a partir de restar el HJC con este punto de referencia óseo, es posible trasladarlo a las coordenadas globales.

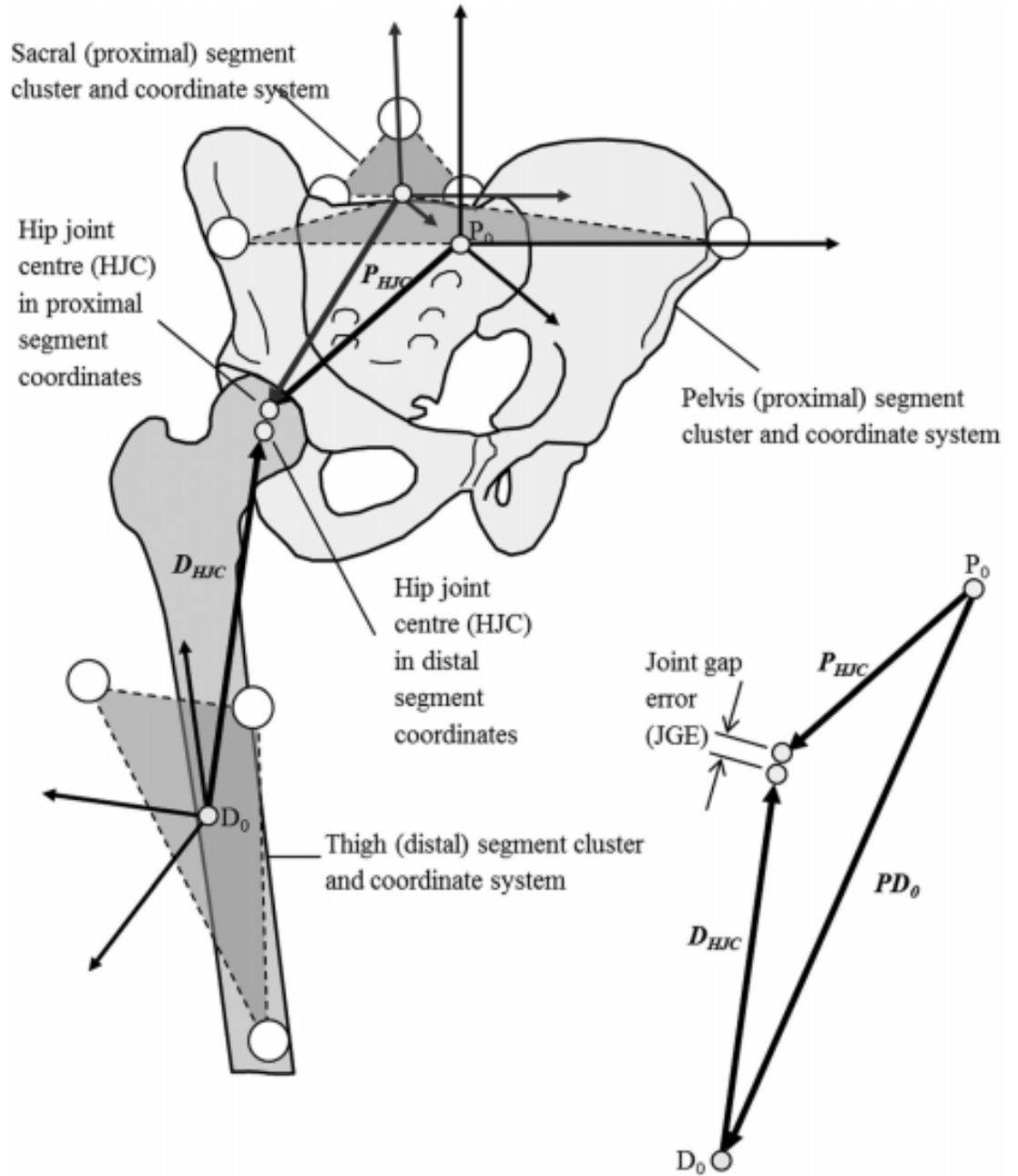


Figura 5.13: Error JGE: Diferencia entre el HJC estimado por el algoritmo y el calculado por las proyecciones [9]

6. Metodología

6.1. Adquisición

Para llevar a cabo este estudio fue necesario recopilar datos de la marcha de una persona varias veces para poder así aplicar las funciones de VICON(Vantage V5- Wide, Vicon, USA) para la estimación del HJC a través de los métodos anteriormente mencionados. Los estudios realizados a través de sistemas para la captura de movimiento se componen por un hardware especial y software de procesamiento de datos, El hardware está compuesto principalmente por las cámaras infrarrojas y un conjunto de marcadores opto-reflectantes que se ponen sobre la piel, el software por otro lado se encarga de tomar la captura de los marcadores guardando frame por frame en un formato especial, El formato C3D el cual es un formato de archivo de dominio público que se ha utilizado en los laboratorios de Biomecánica, Animación y Análisis de la marcha para registrar datos analógicos y 3D [28, 29]. Cuenta con el respaldo de los principales fabricantes de sistemas de captura de movimiento 3D y empresas de las industrias de biomecánica, captura de movimiento y animación. Los archivos C3D son un estándar que contiene toda la información necesaria para leer, mostrar y analizar datos de movimiento 3D con datos analógicos adicionales de placas de fuerza, electromiografía, acelerómetros y otros sensores.[30]

6.1.1. Marcadores

Se utilizaron marcadores opto-reflectantes y se pusieron en sitios estratégicos según el protocolo CGM2 (Vicon Peak®), Oxford, Reino Unido), el

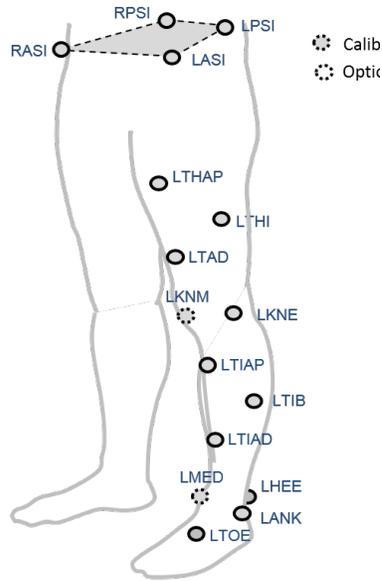


Figura 6.1: Protocolo CGM2 de posicionamiento de marcadores [32].

cual busca tener perspectivas diferentes de la anatomía humana en los miembros inferiores tomando desde los dedos hasta la cadera y que la posición de los marcadores sea tal que su seguimiento desde las cámaras infrarrojas no se vea interferido por el propio movimiento del cuerpo, los marcadores colocados incorrectamente y los artefactos cutáneos son un problema bien conocido que ha sido explorado previamente mediante estudios de fiabilidad [31]; Esta geometría además es útil para hacer estudios de la marcha humana, dando la posibilidad de encontrar anomalías descritas como marchas patológicas, como la marcha balanceante, paraparesia, atáxica, cerebelosa, etc. Lo cual se considera un dato muy importante en los diagnósticos de trastornos neurológicos que afectan al sistema muscular [30].

Para este estudio sobre todos los marcadores disponibles en este protocolo se priorizó el uso de los marcadores ubicados a través del protocolo anteriormente descrito, se hizo especial énfasis de los puntos de referencia mencionados en la tabla 6.1.

Tabla 6.1: Puntos de referencia oseos y medidas antropométricas

	Nombre	Abreviatura	Descripcion/Definicion
puntos de referencia óseos	Espina Iliaca Anterior posterior	LPSI	Colocado directamente sobre la espina ilíaca posterior superior izquierda
	ASIS izquierdo	RPSI	Colocado directamente sobre la espina ilíaca posterior superior derecha
	ASIS izquierdo	LASI	Colocado directamente sobre la espina ilíaca anterosuperior izquierda
	ASIS derecho	RASI	Colocado directamente sobre la espina ilíaca anterosuperior derecha
	Muslo derecho proximal	RTHI	Colocado sobre la superficie lateral inferior 1/3 del muslo derecho
	Muslo derecho lateral	RTHAD	Colocado sobre la superficie distal inferior 1/3 del muslo derecho
	Muslo derecho proximal	RTHAP	Colocado sobre la superficie proximal inferior 1/3 del muslo derecho
	Muslo derecho lateral	LTHI	Colocado sobre la superficie lateral inferior 1/3 del muslo izquierdo
	Muslo izquierdo distal	LTHAD	Colocado sobre la superficie distal inferior 1/3 del muslo izquierdo
	Muslo izquierdo proximal	LTHAP	Colocado sobre la superficie proximal inferior 1/3 del muslo izquierdo
	Centroide triada muslo	D0	Centroide hallado a partir de la triada de marcadores del muslo
	Punto medio del ASIS	P0	Punto equidistante hallado entre RASIS y LASIS
Medidas Antropométricas	Distancia interASIS	IA	Distancia entre el ASIS izquierdo y derecho

6.1.2. Capturas de movimiento

Como sujeto de prueba se obtuvieron las capturas de un hombre de aproximadamente 50 años. Se utilizó un sistema de captura de movimiento óptico de 8 cámaras (Vantage V5-Wide, Vicon, EE. UU.), con una frecuencia de imagen de 100 Hz. Primero, se adquirió una prueba estática, donde al sujeto se le pidió que mantuviera una posición erguida o anatómica

Después de lo anterior el participante realizó cinco pruebas de marcha a la velocidad seleccionada por el mismo ($1,11 \pm 0,12$ m / s) a lo largo de una pista de 8,5 m, de los cuales aproximadamente 4 m en la zona capturada por el sistema óptico, la información se guardó en formato C3D.

6.1.3. Implementación

La implementación del método fue hecha a partir de Nexus 2.8 software (Vicon, USA), una herramienta de procesamiento y modelado integral para el análisis de movimiento. Se implementó el método para determinar el HJC diseñado por Hara[3]. Primero se crea un marcador nuevo en el centro de la distancia entre el ASIS izquierdo y el ASIS derecho; El segundo paso es estimar el largo de la pierna midiendo directamente desde el ASIS hasta el maléolo medial a través del epicóndilo medial del fémur medida en centímetros; después se implementa la ecuación 6.1.

$$\begin{aligned}HJC_x &= 11 - 0,063LL \\HJC_y &= 8 - 0,086LL \\HJC_z &= -9 - 0,078LL\end{aligned}\tag{6.1}$$

La plataforma hace una traslación del punto estimado en el primer paso a partir de las ecuaciones 6.1 y hace una estimación bastante cercana del HJC y agrega ese punto en el espacio como un nuevo marcador.

6.1.4. Estimación del error

El error se estimó a partir de la metodología desarrollada en [9] y explicada en el capítulo 5.5.1, en resumen se crea un marco de referencia local a partir de los marcadores ubicados en el fémur, sin embargo este queda anclado al marco de referencia del laboratorio (global); Seguido a eso se le resta al

HJC estimado por la plataforma al punto central entre el ASIS izquierdo y derecho lo que llevara el la estimación del HJC al marco de referencia global, donde también se encuentra el marco de referencia local al fémur.

A través de proyecciones sobre el marco de referencia del fémur se estima una nueva posición del HJC muy cercana a la hallada por la plataforma, el error JGE [9] es la diferencia en centímetros entre ambos HJC.

La evaluación del error se hizo a partir de la herramienta btk Tools (BiomechanicalToolKit), con la cual se manipularon los archivos en c3d a través de Python (version 2.7; Python Software Foundation; Delaware, United States), la diferencia hallada se grafico con respecto al numero de frames.

De la grafica obtenida se resalta el hecho que los valores minimos coinciden con el golpe de pie derecho, evento que también es extraíble de la cinemática del sujeto.

De las graficas se hallan los errores correspondientes al golpe de pie derecho, y como parámetros estadísticos se hallo la media y la mediana, de acuerdo a los estudios que se revisaran en el siguiente capitulo, donde estos argumentaron que se podía llegar al valor mas preciso afirmando que las medidas de tendencia central son una mejor alternativa que las medidas de dispersión, ya que los primeros representa el centro en torno a los datos [6] [9].

7. Resultados

Como resultados tenemos la captura en movimiento con el nuevo marcador del HJC estimado agregado; fue posible tener una idea aproximada de cómo se comportaría el error a través de Mokka (Motion Kinetic and Kinematic Analyzer), una herramienta que permite ver las capturas obtenidas a través de Vicon en una interfaz 3d como se aprecia en la figura 7.1. En la misma figura también podemos apreciar HJC hallado a partir del fémur.

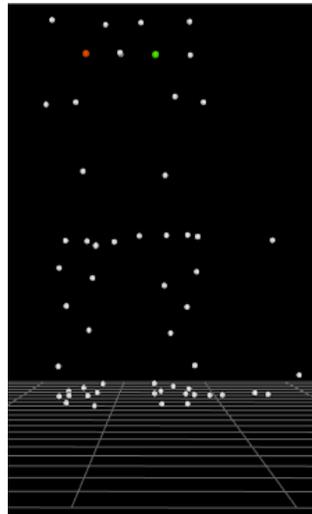


Figura 7.1: Captura estática del sujeto de la prueba. Se distinguen los HJC derecho (rojo) e izquierdo (verde)

Después de haber obtenido las coordenadas del HJC a partir de la captura estática del sujeto de prueba, se procedió a insertar este marcador elaborado con el marco de referencia creado a partir de la pelvis a la captura en movimiento la cual posee el HJC encontrado por el algoritmo para cada frame, El error JGE será la diferencia entre el HJC estimado por el algoritmo y el calculado por las proyecciones como lo indica la figura 5.13, de lo que obtuvimos la aproximación observada en la figura 7.2.

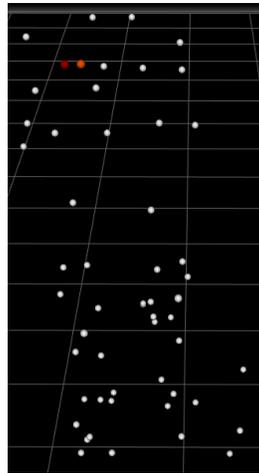


Figura 7.2: Captura dinámica de uno de los sujetos de la prueba donde el HJC derecho calculado por el algoritmo es el marcador de color rojo y el HJC calculado a través del fémur es el marcador de color naranja.

Teniendo el error JGE por cada frame para todo el recorrido de la captura, a través de graficas podemos observar como este varia y en que puntos de dicha marcha puede este ser una medida fiable para considerarlo el error con respecto del punto real. De la grafica 7.3 se extrajeron los valores del JGE a partir de los eventos de Golpe de pie derecho, los cuales también están definidos en las respectivas capturas dinámicas. A estos valores se les hallo la media y la mediana para las cuatro capturas, resultados que se pueden encontrar en la tabla 7.1.

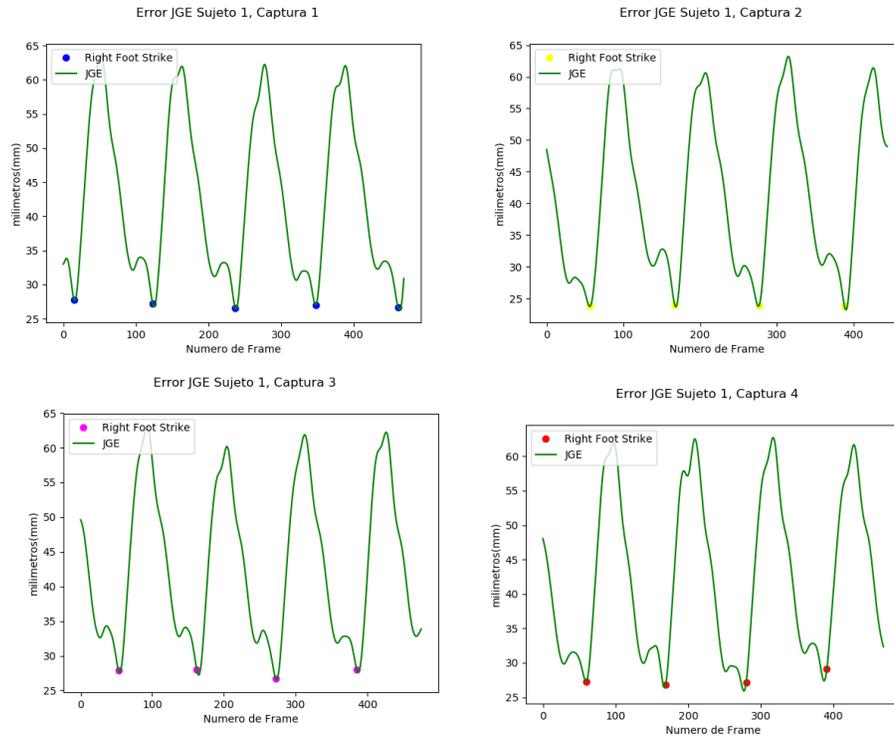


Figura 7.3: error JGE capturado para todos los instantes de tiempo (Curva) de la pierna derecha, y golpe del pie derecho para visualizar el ciclo de la marcha.

Tabla 7.1: Pruebas estadísticas JGE para HJC derecho

Nº Captura	Valor estadístico	Valor(mm)
1	Media	27.595
	Mediana	27.236
	Desviación estándar	
2	Media	27.059
	Mediana	27.034

Continúa en la página siguiente

Tabla 7.1 – continua de la página anterior

Nº Captura	Prueba estadística	Valor(mm)
3	Media	27.637
	Mediana	27.914
4	Media	27.595
	Mediana	27.236

Se realizo el mismo proceso ahora para el HJC izquierdo, con el fin de comparar la eficiencia del método JGE, se graficaron dichas curvas para las cuatro capturas dinámicas, con base a la misma captura estática con la que se hallo el mismo parámetro para el HJC derecho, los resultados se pueden evidenciar en la grafica 7.4

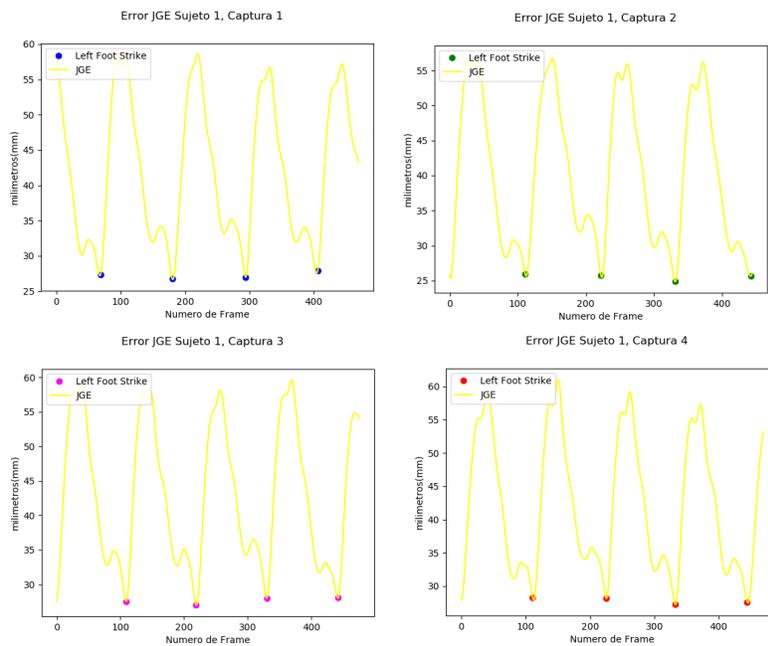


Figura 7.4: error JGE capturado para todos los instantes de tiempo (Curva) de la pierna izquierda.

De la grafica 7.4 se extrajeron los valores del JGE a partir de los eventos de Golpe de pie derecho e izquierdo, los cuales también estaban en las respectivas capturas dinámicas. A estos valores se les halló la media y la mediana para las cuatro capturas, resultados que se pueden encontrar en la tabla 7.2.

Tabla 7.2: Pruebas estadísticas JGE para HJC izquierdo

Nº Captura	Valor estadístico	Valor(mm)
1	Media	27.230
	Mediana	27.132
2	Media	25.562
	Mediana	25.743
3	Media	27.662
	Mediana	27.785
4	Media	27.820
	Mediana	27.886

8. Discusión

Los resultados obtenidos a partir de Vicon Peak[®], Oxford, Reino Unido fueron calculados a partir del algoritmo desarrollado por Hara (2016) [3], mencionado previamente 3.2.1, el calculo del error evidenciado en las tablas 7.1 7.2 se comparo con los reportados en varias publicaciones similares.

Tabla 8.1: Media de los errores reportados por McGibbon (2016) [9]

	SCoRe (mm)	Bell (mm)	Davis (mm)	Hara (mm)
Media	9.4	14.0	11.7	27.47

El estudio desarrollado McGibbon (2016) [9] evidencia en 8.1 es el único que se encontró en la bibliografía en la cual se validaron sus resultados a partir de el error JGE. Los métodos expuestos en dicha revisión se conformaron de dos métodos anatómicos de Davis[11], Bell [10] y uno funcional SCoRe [12]. Los resultados se pueden observar en la tabla 8.1; Con respecto al método de Hara calculado en el presente estudio tenemos que el SCoRe un 292.25 % de eficiencia con respecto a Hara; para Bell un 196.225 % de eficiencia con respecto a Hara; para Davis un 234,79 % de eficiencia que el método de Hara. El estudio desarrollado Miller (2018) [8] se realizo a partir de 16 pacientes donde 8 de ellos habían sido sometidos a artroplastia total de rodilla y el error fue hallado a partir de imágenes de rayos X. Los métodos expuestos en dicha revisión se conformaron de dos métodos anatómicos de Harrington [7] y Hara [3], los resultados se contrastaron con los presentados en el presente estudio se pueden observar en la tabla 8.2

Tabla 8.2: Media de los errores reportados por Miller (2018) [8]

	Harring- ton (mm)	Hara - Miller (mm)	Hara - Sujeto Prueba(mm)
Media	39.8	17.5	27.47

Con respecto al método de Hara que se replicó en este estudio, Harrington presenta un error 44.88 % más alto con respecto a la implementación de Hara[3] presentados en el presente estudio, el método de Hara[3] realizado por Miller (2018)[8] presentó error 156.97 % más bajo con respecto al implementado en el estudio actual.

El estudio desarrollado por Sanguieux (2011) [6] se realizó a partir de 19 pacientes sanos; el error fue hallado a partir de ultrasonido tridimensional. Los métodos expuestos en dicha revisión se conformaron de dos métodos anatómicos de Harrington [7] y Davis [11], los resultados se contrastaron con los nuestros. Se pueden observar en la tabla 8.3

Tabla 8.3: Media de los errores reportados por Sanguieux [6]

Media	SCoRe	Davis (mm)	Harrington (mm)	Hara - Estudio Actual (mm)
Media	13	30	17	27.47

Con respecto al método de Hara que se replicó en el actual estudio, SCoRe presenta un error 211.31 % más bajo con respecto a Hara; para Davis un error 9.2 % más alto con respecto a Hara; para Harrington un error 161.59 % más bajo con respecto a Hara.

El estudio desarrollado por Leardini (1990) [33] se realizó a partir de una muestra de 11 voluntarios adultos masculinos sanos; el error fue hallado a partir de utilizando análisis estereofotogramétrico de roentgen (RSA). Los métodos expuestos en dicha revisión se conformaron de un método anatómico (Davis) y un método funcional (SCoRe), los resultados se contrastaron con los obtenidos en el presente estudio. Se pueden observar en la tabla 8.4

Tabla 8.4: Media de los errores reportados por Leardini(1990) [33]

Media	SCoRe (mm)	Davis (mm)	Hara - Estudio Actual (mm)
Media	12	29	27.47

Con respecto al método de Hará que se replicó en el actual estudio, SCoRe presentó un error 228.91 % más bajo con respecto a Hara; para Davis un error 5.27 % más alto con respecto a Hara.

De los resultados de los otros autores podemos destacar varias cosas, la primera es que el método de SCoRe presenta un desempeño superior no solamente con respecto al método de Hara que se replicó en el actual estudio, sino con respecto al rendimiento de todos los métodos anatómicos presentados en todos los estudios [9, 6, 33]. Esto debido a la complejidad del algoritmo y su respectiva calibración la cual lleva a tener una mejor vista de la articulación estudiada y por tanto una mejor determinación de su centro.

También podemos evidenciar que a pesar de que la implementación presentada en este estudio obtuvo un mejor rendimiento con respecto a otras implementaciones como Davis en Sanguieux (2011) [6] y Leardini (1990) [33], o Harrington en Miller (2018) [8]; el rendimiento en general fue muy inferior a la mayoría de implementaciones presentadas por los otros autores, incluso en Miller (2018) [8], donde se implementó Hara de igual forma y este obtuvo un error 56.97 % más bajo con respecto al presentado en este estudio, lo cual se pudo haber dado por la diferencia en el tamaño de la población del estudio donde Miller (2018) [8] contaba con 16 sujetos por el contrario, en este trabajo solo se contó con un sujeto y varias capturas del mismo.

El error JGE a pesar de arrojar en McGibbon (2016) [9] incluso errores más bajos en todas las pruebas con respecto a los otros estudios revisados, no es igual de confiable que las formas de evaluar el error basadas en imágenes clínicas; ya que el JGE depende principalmente de la captura estática la cual es vulnerable a errores a la hora de ser tomada, o la posición de los marcadores, que el sujeto se mueva, alguna patología que lleve a la incorrecta determinación de las proyecciones, en contraste con la imagen clínica puede ser tomada en las dimensiones que el estudio lo sugiera, y a través de la observación pueden ser identificadas patologías que puedan estar interfiriendo en el rendimiento de los algoritmos.

9. Trabajos Futuros

El presente trabajo se desarrolló y aplicó una metodología para responder a los objetivos planteados dicha metodología se basó en la implementación de un método anatómico para localizar el HJC y en la revisión bibliográfica de artículos en los cuales se realizarán trabajos similares para poder validar los resultados. Los resultados obtenidos nos indican que es necesario realizar un mayor número de ensayos con una cantidad mayor de sujetos de prueba para poder determinar si el método funcional es una aproximación mejor a la que se lleva a cabo con los métodos anatómicos; lo anterior conlleva a que una línea de investigación futura del trabajo realizado será realizar un mayor número de capturas para un mismo sujeto y extender ese mismo experimento a un mayor número de pacientes para poder efectuar una comparación más exhaustiva.

A causa de la situación actual del país, quedó fuera del alcance la realización de un trabajo de campo donde se hubieran podido tomar una muestra del tamaño adecuado, además de la obtención de las imágenes medicas para obtener errores mas fiables para su futuro uso en otros trabajos.

10. Conclusiones

En el presente trabajo se logró la implementación de un método anatómico para la identificación del HJC; sin embargo no se logro obtener resultados consistentes debido a que se necesitan muchas mas personas para que se considere valido este estudio; A partir de la revisión de los resultados obtenidos por otros autores, pudimos evidenciar que el método funcional sCoRe presenta el mejor desempeño con respecto a los anatómicos, debido a el bajo error reportado con respecto a la ubicación real del marcador anatómico. Se reviso la metodología necesaria para realizar la calibración funcional necesaria para poder determinar el HJC a través de los métodos funcionales, de lo que pudimos descartar que se basan en simples protocolos se capturan y se llevan a los software especializados en el procesamiento de estos datos, se evidenciaron pequeñas diferencias entre los resultados arrojados para métodos funcionales en los diferentes artículos revisados en el capítulo 8, lo que nos indica que la rigurosidad de la aplicación de los protocolos esta directamente relacionada con el hecho de obtener errores mas bajos. En nuestro caso también estuvo fuera de nuestro alcance la implementación de esta estimación por la ausencia de las capturas necesarias. Se determino el error en la implementación del método anatómico a través del Joint Gap Error (JGE), el cual se tuvo en cuenta por ser presentar buenos resultados a pesar de todas las limitaciones intrínsecas de dicho método con relación a la evaluación del error a través de imágenes medicas; para la implementación realizada en el actual estudio dio particularmente un desempeño regular aunque esto también se le atribuye al hecho de no haber tenido una cantidad de sujetos adecuado con relación a la bibliografía revisada en 8.

Bibliografía

- [1] Hasan Bombaci, Bestami Simsek, Mehmet Soyarslan, and Mustafa Yildirim. Determination of the hip rotation centre from landmarks in pelvic radiograph. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 51, 10 2017.
- [2] Vicky Bouffard and Champagne Annick Farhadnia Payam Begon, Michael. Hip joint center localisation: A biomechanical application to hip arthroplasty population. *World Journal of Orthopedics.*, 3:131–136, 2012.
- [3] Reiko Hara, Jennifer McGinley, Chris Briggs, Richard Baker, and Morgan Sangeux. Predicting the location of the hip joint centres, impact of age group and sex. *Scientific Reports*, 6(37707), 2006.
- [4] Niccolo M Fiorentino. Accuracy of functional and predictive methods to calculate the hip joint center in young non-pathologic asymptomatic adults with dual fluoroscopy as a reference standard. *Annals of biomedical engineering*, 44,7(6):2168–80, 2016.
- [5] Cappozzo. Aurelio. Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, 3(2):27 – 50, 1984.
- [6] Baker R. Sangeux M, Peters A. Evaluation on normal subjects in the context of gait analysis. gait posture. *Gait Posture*, 324-8, 03 2011.
- [7] Marian Harrington, Amy Zavatsky, S.E.M. Lawson, Z Yuan, and Tim Theologis. Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of biomechanics*, 40:595–602, 02 2007.

- [8] Emily J. Miller and Kenton R. Kaufman. Verification of an improved hip joint center prediction method. *Gait and Posture*, 59:174 – 176, 2018.
- [9] Chase S Steeves K Landry J Mohamed A. McGibbon CA, Fowler J. 08 2013.
- [10] Alexander Bell, Douglas Perderson, and Brand Richard. comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J. Biomechanics*, 23(6):617–621, 1990.
- [11] Roy B. Davis. A gait analysis data collection and reduction technique, human movement science., 10, Issue 5:575–587, 1991.
- [12] Rainald M. Ehrig, William R. Taylor, Georg N. Duda, and Markus O. Heller. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. *Journal of Biomechanics*, 39(15):2798 – 2809, 2006.
- [13] T P Andriacchi. The influence of total knee-replacement design on walking and stair-climbing. *The Journal of bone and joint surgery. American*, 64,9(6):35–1328., 1982.
- [14] C. M. Tylkowski. Internal rotation gait in spastic cerebral palsy. page 89–125., 1982.
- [15] Markus O. Heller a 1 Stefan Kratzenstein a Georg N. Duda a Adam Trepczynski a William R. Taylor a n Rainald M. Ehrig b, 1. The score residual: A quality index to assess the accuracy of joint estimations. *J. Biomechanics*, 44(6):1400–1404, 2011.
- [16] Nikolai Chernov and Claire Lesort. Least squares fitting of circles and lines. *CoRR*, cs.CV/0301001, 01 2003.
- [17] Vaughan Pratt. Direct least-squares fitting of algebraic surfaces. *Association for Computing Machinery*, 21(4), 1987.
- [18] St. Holzreiter. Calculation of the instantaneous centre of rotation for a rigid body. *Journal of biomechanics*, 24,7:643–647, 11 1991.
- [19] Michael Schwartz. A new method for estimating joint parameters from motion data. *Journal of Biomechanics*, 38, 05 2004.

- [20] Herman J. Woltring. Calculation of the instantaneous centre of rotation for a rigid body. *Journal of biomechanics*, 10,5:603–616,, 1991.
- [21] F. Marin, Henrich Mannel, Lee Claes, and Lutz Dürselen. Accurate determination of a joint rotation center based on the minimal amplitude point method. *Computer aided surgery : official journal of the International Society for Computer Aided Surgery*, 8:30–4, 02 2003.
- [22] Fabien Leboeuf, R. Baker, Arnaud Barré, Julie Reay, Richard Jones, and Morgan Sangeux. The conventional gait model, an open-source implementation that reproduces the past but prepares for the future. *Gait Posture*, 69, 03 2019.
- [23] Hip anatomy. *Your practice online*, pages 1 – 16, 2010. Neurological Rehabilitation.
- [24] Martes M. Transformaciones geométricas en el plano (reflexión, traslación y rotación). *Catedrático, Universidad de Puerto Rico en Bayamón*, 01 2010.
- [25] Patricia Meza. Rotacion. *Geogebra*, 2010.
- [26] Valentina Camomilla, Andrea Cereatti, Giuseppe Vannozzi, and Aurelio Cappozzo. An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method. *Journal of biomechanics*, 39:1096–106, 02 2006.
- [27] I. Kasa. Circle fitting procedure and its error analysis. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 1:8–17, 1976.
- [28] Mian A. Donnelly C.J. Johnson, W.R. Predicting athlete ground reaction forces and moments from motion capture. *Med Biol Eng Comput*, 56:1781–1792, 2018.
- [29] Q.; Fekete G.; Baker J.S.; Gu Y. Gao, Z.; Mei. The effect of prolonged running on the symmetry of biomechanical variables of the lower limb joints. *Symmetry*, 12:720, 2020.
- [30] Alice Mantoan, Monica Reggiani, Massimo Sartori, Zimi Sawacha, Claudio Pizzolato, and C. Cobelli. A matlab generic tool to efficiently process c3d files for applications in opensim. 08 2013.

- [31] Jung H. Jeong I. Ozkaya, G. 08 2013.
- [32] José María Covisa. 08 2013.
- [33] Catani F Toksvig-Larsen S Petitto A Sforza V Cassanelli G Giannini S Leardini A, Cappozzo A. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *Biomech.*, 324-8, 01 1999.