

Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías
Industriales

Análisis de la marcha en Biomecánica: Calibración
funcional de la articulación de la cadera

Autor: María Teresa Casado Aycart

Tutor: Juana Mayo Núñez

Co-Tutor: Joaquín Ojeda Granja

Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2016



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de las Tecnologías Industriales

Análisis de la marcha en Biomecánica: Calibración funcional de la articulación de la cadera

Autor:

María Teresa Casado Aycart

Tutor:

Juana Mayo Núñez

Catedrática de Universidad

Co-Tutor:

Joaquín Ojeda Granja

Profesor Ayudante Doctor

Departamento de Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2016

Índice

1	Introducción	1
2	Antecedentes	3
2.1	Métodos de ajuste	4
2.1.1	Ajuste geométrico	5
2.1.2	Ajuste cilíndrico del eje	8
2.1.3	Ajuste algebraico	9
2.1.4	Ajuste de Pratt	10
2.2	Técnicas de transformación	11
2.2.1	Técnica de transformación del eje (ATT) y del centro (CTT)	12
2.2.2	Técnica de Holzreiter	17
2.2.3	Técnica del pivote helicoidal	18
2.2.4	Técnica de Transformación de Schwartz (STT)	19
2.2.5	Aproximación de Marin	20
3	Método	23
3.1	Protocolo Plug in Gait (PiG)	23
3.1.1	Pelvis	26
3.1.2	Centro de rotación de la cadera (HJC)	26
3.1.3	Muslo	27
3.1.4	Pierna	30
3.1.5	Pie	31
3.1.6	Miembros superiores del cuerpo	31
3.2	Determinación funcional por ajuste esférico	32
3.3	Laboratorio	34
3.4	Symmetrical Centre of Rotation Estimation (SCoRE)	36
3.4.1	Pelvis	38
3.4.2	Muslo	39
4	Resultados	41

4.1	Cinemática del PiG	41
4.2	Método de ajuste esférico	43
4.3	Método SCoRE	43
4.4	Comparación de los resultados	44
5	Conclusiones y trabajos futuros	47
	<i>Bibliografía</i>	49

1 Introducción

La ingeniería biomecánica es una ciencia que ha surgido de la necesidad de aplicar conocimientos cinemáticos y dinámicos propios de la ingeniería para diagnosticar y solventar problemas relacionados con la salud. Este campo de estudio está relacionado con el movimiento, el equilibrio, la física, la resistencia y los mecanismos lesionales, por lo que se ven implicadas distintas disciplinas como son la mecánica, la ingeniería, la anatomía y la fisiología.

Uno de los intereses de la ingeniería biomecánica y tema principal del presente proyecto es el análisis clínico de la marcha del cuerpo humano (Figura 1.1). La finalidad de dicho estudio es la evaluación y diagnóstico de irregularidades cinemáticas que puedan ser inobservables incluso para un clínico experto y así puede ser de utilidad tanto para profesionales en medicina rehabilitadora, protésica, quirúrgica o terapéutica, como para deportistas profesionales o diseñadores de equipos deportivos de alto nivel. Sin embargo, a menudo se ha visto que la mayor dificultad se encuentra en comunicar las descripciones ingenieriles a los médicos que deben emplearlas en última instancia. Además, este análisis se encuentra limitado por la precisión de la reconstrucción cinemática de las articulaciones, un proceso que requiere la determinación del eje de rotación de manera precisa así como su centro de rotación.

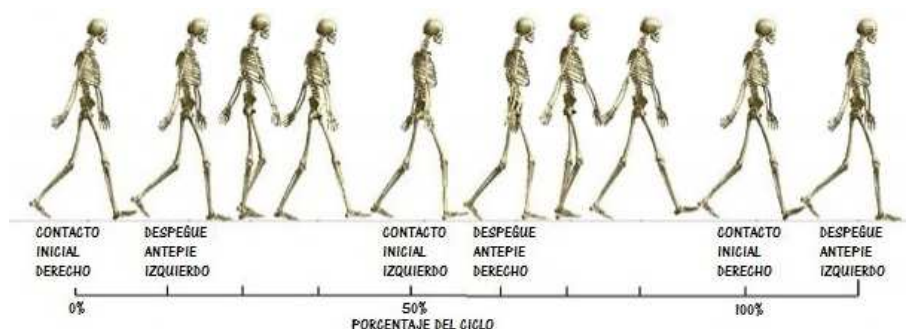


Figura 1.1 Ciclo de la marcha humana.

Algunas articulaciones como por ejemplo la cadera, la cual era objeto de estudio de este proyecto, tienen un patrón de movimiento muy complejo y por tanto requieren una descripción más detallada. Dicha descripción viene dada por los centros de rotación que determinan un eje de rotación para la articulación dependiente del tiempo durante el movimiento rotacional y, como se estudió en [36], esta es una gran fuente de errores. Por este motivo, la función de la rodilla se ha simplificado a menudo siendo caracterizada por un eje de flexión cuya determinación es la que nos indica el procedimiento a seguir.

El desarrollo tecnológico de los últimos años ha permitido que se lleve a cabo una gran mejora en el campo experimental de la biomecánica. Con el fin de hacer un análisis clínico del paso en la marcha humana han aparecido numerosos sistemas de captura de movimiento para obtener datos cinemáticos y cinéticos. Dichos sistemas de captura comprenden desde sensores acoplados al cuerpo mecánicos o electromagnéticos, hasta sistemas de captura óptica con marcadores pasivos o activos. De estos sistemas el más empleado actualmente es el óptico debido a que la toma de datos se lleva a cabo con una menor perturbación del sujeto de estudio. En este proyecto se usó concretamente la tecnología de sensores ópticos del sistema Vicon Motion Systems[®]. Este sistema consta de una serie de marcadores reflectantes que, situados en puntos estratégicos del sujeto, permiten capturar los movimientos mediante cámaras infrarrojas orientadas hacia una plataforma.

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.

2 Antecedentes

Como se ha mencionado anteriormente, hay diversos métodos para obtener el centro de rotación de la cadera, el cual se encontrará en el eje de rotación de dicha articulación. Históricamente, sólo unos pocos laboratorios han desarrollado su propio protocolo de manera independiente de acuerdo con los requerimientos clínicos [27, 14]. Además de los diferentes conjuntos de marcadores y la colección de procedimientos, existen muchas diferencias entre los modelos biomecánicos de los protocolos actuales, entre las cuales se encuentran las variables medidas, los grados de libertad asignados a las articulaciones, las referencias anatómicas y técnicas, las convenciones de rotación de la articulación y la terminología. A pesar de estas diferencias, los análisis de los datos son compartidos, intercambiados e interpretados con independencia del protocolo adoptado, lo cual es fuente de numerosos errores.

Un protocolo de medida debe definir el modelo biomecánico así como el procedimiento de toma de datos y el procesamiento y análisis de los resultados. También debe definirse el protocolo de reconstrucción del modelo humano donde se debe especificar el modelo para el procesamiento de los datos. Estos protocolos de reconstrucción se pueden dividir en dos categorías principales, la primera consiste en la utilización de un gran número de marcadores para definir la posición y orientación de los segmentos del modelo [2]. La segunda utiliza únicamente el mínimo número de marcadores necesarios para la definición del modelo, cuyos marcadores se colocan en determinadas posiciones anatómicas estratégicas [7]. Este proyecto se centra en este último tipo de protocolos ya que el menor número de marcadores necesario conlleva una menor perturbación del sujeto de estudio.

Debido a la gran variedad de métodos para llevar a cabo el análisis de la marcha, fue necesario realizar un estudio de todos los métodos formales existentes y clasificarlos. En el artículo de Ehrig [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 de transformación, así como aproximaciones que consideran el movimiento de uno o dos segmentos, de acuerdo con la estrategia matemática. 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.

Cuando se habla de la consideración del movimiento de uno o dos segmentos se hace referencia a la suposición de que el eje de rotación, y por tanto también el centro de rotación, es estacionario o se encuentra en movimiento respectivamente. Esto se debe a que en el caso de que uno de los segmentos que convergen en la articulación se encuentre en reposo, el eje de rotación también se encontrará en ese estado. En el caso contrario, si se permite el movimiento de ambos segmentos, el eje de rotación de la articulación se verá sometido a desplazamientos, lo que conlleva una mayor dificultad a la hora de su determinación.

Debido a que se lleva a cabo un estudio de los métodos no invasivos, los marcadores se encuentran sujetos a desviaciones provocadas por la piel. En este tipo de métodos los marcadores se encuentran fijados a la piel, por lo que puede haber desplazamientos entre la posición del marcador y el indicador del hueso subyacente que se emplea, dando lugar a desviaciones individuales de cada marcador. Por otro lado, se tiene un desplazamiento entre marcadores debido a la elasticidad de la piel que provoca que, en el movimiento, entre los marcadores pertenecientes al conjunto de un segmento haya un desplazamiento relativo. Estas desviaciones se tuvieron en cuenta de manera combinada y por separado en la comparación de los distintos métodos formales en Ehrig [12] para la determinación de un mejor protocolo para hallar el eje de rotación de la rodilla.

2.1 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 (Figura 2.1). 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.

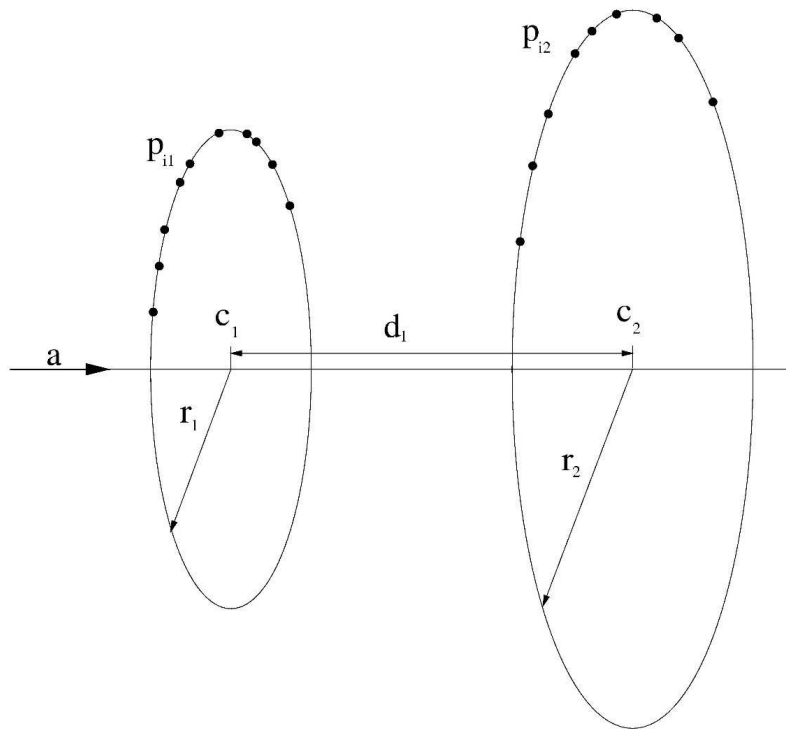


Figura 2.1 Se considera que el eje de rotación es la línea que describe el mejor eje común a todos los arcos. Esta representación muestra dos marcadores, p_{i1} y p_{i2} , rotando en arcos de centros c_1 y c_2 que se encuentran en un eje común de dirección a . La distancia d_1 entre ambos círculos está definida por $d_1 a = c_2 - c_1$.

2.1.1 Ajuste geométrico

El nombre de este método se debe a que la aproximación del eje está basada en las distancias Euclídeas entre las posiciones de los marcadores y sus correspondientes círculos. En esta primera aproximación, la cinemática de dos segmentos, $k = 1, 2$, está representada por los marcadores $j = 1, \dots, m$. La posición global de los marcadores, p_{ij}^k , viene dada en los períodos $i = 1, \dots, n$. Debido a que se asume que un segmento se encuentra en reposo se puede prescindir del superíndice k . Del mismo modo, al considerar un único marcador se puede omitir el subíndice j .

Para llevar a cabo una representación del eje de la articulación se necesita (c, a) , donde c es un punto cualquiera del eje y a es la dirección normalizada del vector. Para obtener una distancia entre uno de los círculos y la posición del marcador se emplea la ecuación (2.1), donde el círculo queda definido con el centro de rotación sobre el eje, c , con el radio r y con la dirección a .

$$f_{geom}(c, r, a) = \sum_{i=1}^n \left[\left\{ a \cdot (p_i - c) \right\}^2 + \left\{ \| a \times (p_i - c) \| - r \right\}^2 \right] \quad (2.1)$$

En Shakarji [33] se lleva a cabo una variación del método más completa. Cuando se consideran marcadores adicionales, debe ser verdad para cada centro del arco descrito por el marcador que se añade que

$$c_j = c_1 + d_j a$$

donde $j = 2, \dots, m$, teniendo en cuenta que c_1, \dots, c_m son los centros de los círculos con radios r_1, \dots, r_m y que $d_j, j = 2, \dots, m$ son números reales. Esto asegura que la posición de cada centro del arco se encuentra en un eje común con vector director a . Por tanto, si se generaliza la ecuación (2.1) para todos los marcadores tomando $d_1 = 0$, se obtiene la ecuación (2.2).

$$f_{geom}(c_1, r_1, \dots, r_m, d_2, \dots, d_m, a) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left[\left\{ a \cdot (p_{ij} - c_1 - d_j a) \right\}^2 + \left\{ \|a \times (p_{ij} - c_1)\| - r_j \right\}^2 \right] \quad (2.2)$$

Se han reducido de manera considerable el número de parámetros ya que el radio, r_j , y la distancia, d_j , vienen dados por las expresiones (2.3) y (2.4) respectivamente.

$$r_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|a \times (p_{ij} - c_1)\| \quad (2.3)$$

$$d_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a \cdot (p_{ij} - c_1) \quad (2.4)$$

De este modo, para los m marcadores sólo queda el parámetro c_1 y los dos del vector unitario a , los cuales deben ser parametrizados singularmente. Ya que se desea encontrar el eje de rotación óptimo para todos los marcadores, se debe llevar a cabo la minimización de la ecuación (2.2) usando métodos iterativos, por ejemplo el de Deuffhard [9], que requieren valores iniciales para los parámetros c_1 y a , lo cual no es sencillo.

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 tal y como se muestra en la figura 2.2. Al igual que anteriormente, la cinemática

de dos segmentos, $k = 1, 2$, está representada por los marcadores $j = 1, \dots, m$. La posición global de los marcadores, p_{ij}^k , viene dada en los períodos $i = 1, \dots, n$. Debido a que se asume que un segmento se encuentra en reposo se puede prescindir del superíndice k .

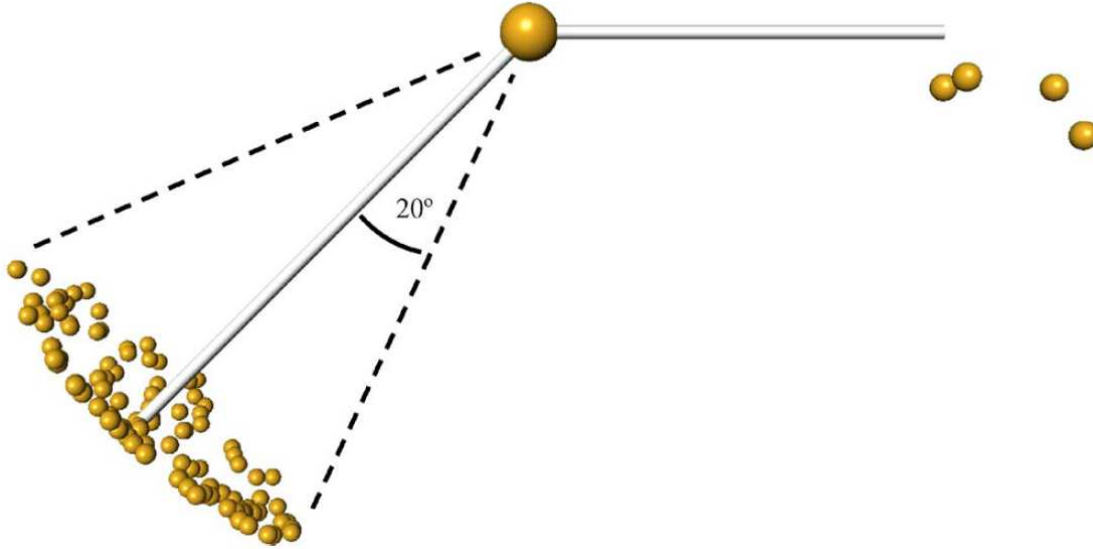


Figura 2.2 Visualización de una configuración de ejemplo del centro de rotación de la cadera, mostrada para un rango de movimiento de 20° . Se consideran 4 marcadores para cada segmento (aunque sólo se muestra uno de los marcadores del muslo de la izquierda para todos los instantes de tiempo) y se encuentran unidos a un centro de rotación común. El estudio llevado a cabo en [11], artículo del cual se ha tomado la imagen, emplea rangos de movimientos de 5° , 10° , 20° , 45° y 90° .

La aproximación más evidente es minimizar la ecuación (2.5), donde se realiza la suma de las distancias Euclídeas al cuadrado entre la posición de los marcadores y la de la esfera. En dicha ecuación c es el centro de rotación y r_j es el radio de la esfera en la cual se mueve el marcador j .

$$f_{geom-CoR}(c, r_1, \dots, r_m) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left(\|p_{ij} - c\| - r_j \right)^2 \quad (2.5)$$

Aunque el radio de la esfera puede ser calculado directamente mediante la expresión

$$r_j = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \|p_{ij} - c\|$$

la minimización de la ecuación (2.5) es un problema no lineal que no posee una solución única, por lo que debe ser resuelta mediante un proceso iterativo a partir de un valor inicial para la posición del centro de rotación c . Por este motivo han surgido otros métodos que no

requieren dicha estimación.

2.1.2 Ajuste cilíndrico del eje

Tomando como punto de partida el método de ajuste geométrico del eje, se procede a una relajación de las condiciones del movimiento de los marcadores. Para ello, 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 y matemáticamente conduce a la ecuación (2.6), en la cual la distancia se encuentra simplificada.

$$f_{cylinder}(c_1, r_1, \dots, r_m, a) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left\{ \left\| a \times (p_{ij} - c_1) \right\| - r_j \right\}^2 \quad (2.6)$$

Si se emplea una formulación similar que requiera sólo que los marcadores se muevan en planos perpendiculares al eje de rotación se obtiene la ecuación (2.7).

$$f_{plane}(c_1, d_2, \dots, d_m, a) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left\{ a \cdot (p_{ij} - c_1 - d_j a) \right\}^2 \quad (2.7)$$

Si se usa la definición de d_j de la ecuación (2.4), se obtiene la función objetiva (2.8). Dicha expresión no produce un punto específico en el eje, sino que se obtiene el vector director del eje perpendicular a los planos paralelos.

$$f_{plane}(a) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left\{ a \cdot \left(p_{ij} - \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n p_{kj} \right) \right\}^2 \quad (2.8)$$

Para obtener una descripción completa del movimiento de los marcadores cuando rotan en círculos paralelos en torno a un eje común deben emplearse las ecuaciones (2.6) y (2.7) simultáneamente o la ecuación (2.2) vista en el apartado anterior. Geométricamente, dicho eje se encuentra determinado por la intersección de los planos paralelos y los tubos concéntricos.

2.1.3 Ajuste algebraico

Este método surge como una evolución del ajuste cilíndrico del eje llevada a cabo por Halvorsen [18] y por Gamage y Lasenby [13]. Como en el caso anterior, no se asume una rigidez estricta, sino que los marcadores se mantienen a una distancia constante del centro o eje de rotación.

En este caso, para encontrar el eje de rotación de un segmento es necesario conocer la posición y el desplazamiento de tres puntos pertenecientes a un segmento que no se encuentren alineados. En el caso particular que se está evaluando, hay que recordar que la rotación se produce en torno a un eje desconocido pero fijado, y por lo tanto es suficiente con medir dos desplazamientos no paralelos como se muestra en la figura 2.3. De este modo, el eje de rotación será la recta de intersección de los dos planos perpendiculares a cada uno de los desplazamientos y que pasan por el punto medio de cada uno de esos desplazamientos.

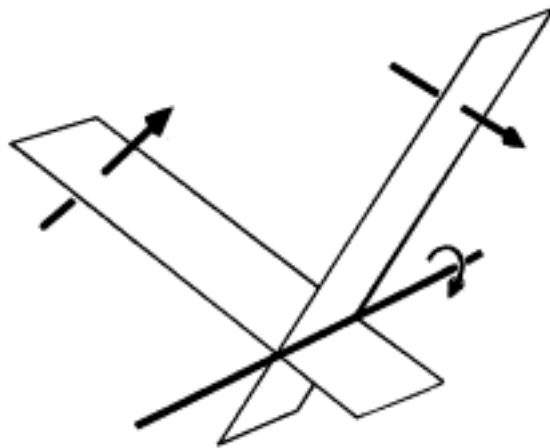


Figura 2.3 Dos desplazamientos determinan el eje de rotación. El eje es la intersección de los dos planos normales a cada uno de los desplazamientos y que pasan por el punto medio de cada uno de esos desplazamientos.

El método para calcular el eje de rotación de este modo es conocido como el método de Reuleaux [30], aunque dicho método se emplea para el movimiento en 2D y con observaciones en dos instantes de tiempo solamente, mientras que el método presentado aquí utiliza el conjunto completo de datos asumiendo que cada marcador rota en torno al mismo eje de rotación fijado. Si se miden más de dos desplazamientos, los datos redundantes pueden ser usados para obtener resultados más precisos.

La función de mínimos cuadrados que se debe emplear en el cálculo analítico para este caso se corresponde con la ecuación (2.9).

$$f_{alg}(c_1, r_1, \dots, r_m) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left\{ (p_{ij} - c_1) - r_j^2 \right\}^2 \quad (2.9)$$

En este caso, la minimización se formula como un sistema lineal indeterminado y puede ser resuelto usando un método de descomposición en valores singulares (SVD). De este modo, no será necesario realizar una estimación inicial de los parámetros del eje que, como ya se ha mencionado anteriormente, resulta muy complicado.

Por otro lado, para llevar a cabo la determinación del centro de rotación de la articulación mediante este método se puede emplear la ecuación (2.10), desarrollada por Delonge [8] y por Kasa [22].

$$f_{alg-CoR}(c, r_1, \dots, r_m) = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^n \left(\|p_{ij} - c\|^2 - r_j^2 \right)^2 \quad (2.10)$$

A pesar de que esta aproximación, llamada método de ajuste algebraico esférico, tiene la ventaja de que la minimización produce una solución única, ésta se encuentra muy lejana a la real. Esta desviación se debe a que se produce un error sistemático que conduce a que, incluso para elevados números de ensayos, la media de los centros de rotación calculados no convergen en un valor real.

Esta técnica se ha empleado de varias formas [5, 13], e incluso el método de Halvorsen [18] fue identificado posteriormente en [6] como un ajuste algebraico incompleto. Para solucionar el problema de desviación, Halvorsen propuso un método modificado. Dicho método tiene el nombre de método algebraico esférico de descentramiento compensado [17], donde la desviación se reduce iterativamente.

2.1.4 Ajuste de Pratt

Una última estimación del centro de rotación por ajuste esférico fue llevada a cabo por Pratt [29], por lo que fue llamado método de ajuste esférico de Pratt. En éste método no hay presente ningún descentramiento asociado a los métodos algebraicos.

$$f_{Pratt-CoR}(c, r_1, \dots, r_m) = \sum_{j=1}^m \frac{1}{r_j^2} \sum_{i=1}^n \left(\|p_{ij} - c\|^2 - r_j^2 \right)^2 \quad (2.11)$$

En el artículo [11] se llevó a cabo una investigación de las diferentes técnicas numéricas para la minimización de este método y del ajuste geométrico descrito anteriormente. La conclusión a la que se llegó es que a partir de una estimación inicial razonable para la posición del centro de rotación, es decir, con una que no diste más de unos pocos centímetros del centro de rotación real para que el problema converja en una solución, estas técnicas son precisas y efectivas.

2.2 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. 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.

En Grood y Suntay [15] se estudiaron las articulaciones anatómicas para determinar los movimientos llevados a cabo con un funcionamiento normal y como resultado de algún daño o enfermedad. En dicho artículo se definen sistemas de coordenadas para cada segmento y posteriormente se calcula la posición global de los mismos. Esto se lleva a cabo empleando los ángulos de Euler, así como en Lewis y Lew [25], para definir las rotaciones de la rodilla en un sistema coordinado que proporciona un conjunto de coordenadas generalizadas independientes para describir el movimiento en tres dimensiones y permite una definición precisa de las rotaciones y las traslaciones.

Finalmente, se llega a que el sistema de coordenadas introducido puede ser modelado como una cadena cinemática de 4 elementos donde el movimiento relativo entre ellos se describe usando el método de Hartenberg y Denavit [19]. Para cada eslabón, las articulaciones son pares cilíndricos que permiten la rotación y la traslación como se muestra en la figura 2.4. Se puede observar que hay dos elementos imaginarios entre los ejes fijados a los cuerpos y los ejes flotantes.

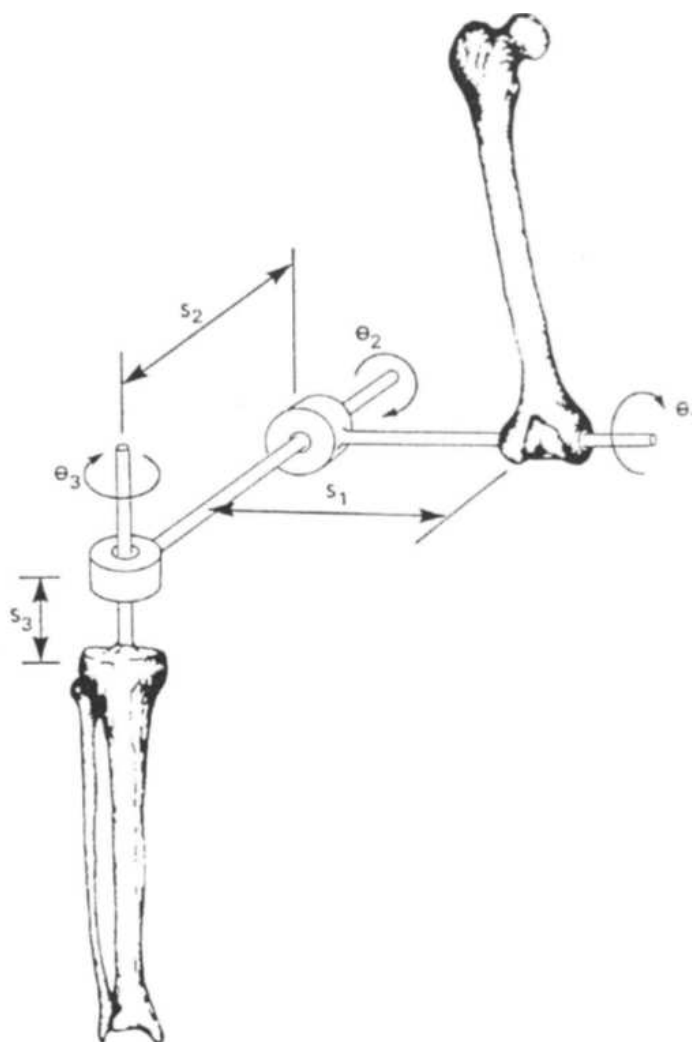


Figura 2.4 Representación del sistema coordinado de ejes que se modela como una cadena cinemática de cuatro elementos que consisten en articulaciones cilíndricas. Los elementos primero y último son la tibia y el fémur respectivamente. Existen dos elementos imaginarios entre ellos. Las tres articulaciones son cilíndricas.

2.2.1 Técnica de transformación del eje (ATT) y del centro (CTT)

La técnica de transformación del eje, también llamada ATT por sus siglas en inglés, representa el eje de rotación mediante un punto en el eje junto con un vector de dirección normalizado. Por tanto, las transformaciones deben asignar puntos del eje local variable en el tiempo, c , a los puntos del eje de rotación del sistema de coordenadas global, \tilde{c} , mediante la minimización de la fórmula (2.12).

$$f_{ATT}(c, \tilde{c}) = \sum_{i=1}^n \|R_i \tilde{c} + t_i - c\|^2 \quad (2.12)$$

De forma alternativa, se puede resolver el problema equivalente de mínimos cuadrados escrito matricialmente.

$$\begin{pmatrix} R_1 & -I \\ \vdots & \vdots \\ R_n & -I \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tilde{c} \\ c \end{pmatrix} = - \begin{pmatrix} t_1 \\ \vdots \\ t_n \end{pmatrix} \quad (2.13)$$

A pesar de que no se hayan cometido errores en las mediciones, este sistema no tiene una solución $(\tilde{c}, c)^T$ única, sino un conjunto de soluciones monodimensionales o puntos que se convierten en ejes de la articulación. Cuando se escribe la ecuación (2.13) de la forma $Ax = b$, el valor de optimización x^* viene dado por la fórmula (2.14).

$$x^* = \sum_{i=1}^5 \frac{u_i^T b v_i}{\sigma_i} \quad (2.14)$$

En esta fórmula, $u_i, i = 1, \dots, 6$ y $v_i, i = 1, \dots, 6$ son los vectores columna de las matrices U, V de la descomposición de valores singulares de $A = U\Sigma V^T$, y los autovalores $\sigma_i, i = 1, \dots, 6, \sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \dots \geq \sigma_5 > \sigma_6 = 0$ constituyen la matriz diagonal Σ .

Los vectores directores, \tilde{a}, a , de los dos ejes tras la normalización son las primeras tres componentes y las tres últimas del autovector v_6 respectivamente. Las tres primeras componentes de x^* deben ser ortogonalizadas con respecto a \tilde{a} y las tres últimas con respecto a a para obtener una representación única del eje de rotación en los sistemas de coordenadas global y local simultáneamente. Por este motivo, este método es el llamado Técnica de Transformación del Eje (Axis Transformation Technique, ATT).

En el caso de que las medidas no se encuentren libres de errores o que el movimiento de la articulación no sea el de una bisagra perfecta, este mismo algoritmo también conduce a una representación del eje óptimo. En este caso el menor autovalor, σ_6 , no será igual a 0 pero debe ser significativamente menor que los demás. Si no fuera el caso, el movimiento articular quedaría mejor representado como el de una articulación esférica.

Cuando se multiplica la ecuación (2.13) por la traspuesta de la matriz, se obtienen las llamadas ecuaciones normales (2.15). Dichas ecuaciones pueden ser empleadas para la obtención de la ecuación con la cual se puede calcular el valor de c , que se corresponde con la (2.16).

$$\begin{pmatrix} nI & -\sum_{i=1}^n R_i^T \\ -\sum_{i=1}^n R_i & nI \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tilde{c} \\ c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sum_{i=1}^n R_i^T t_i \\ \sum_{i=1}^n t_i \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

$$\left(n(n-1)I - \sum_{i,j=1, i \neq j}^n R_i R_j^T \right) c = (n-1) \sum_{i=1}^n t_i - \sum_{i,j=1, i \neq j}^n R_i R_j^T t_j \quad (2.16)$$

La solución de esta ecuación nos proporciona un punto en el eje de rotación y la dirección del eje es el autovector del autovalor más pequeño de la matriz simétrica Σ . Sin embargo, se pueden emplear los métodos de descomposición en valores singulares (SVD) para obtener soluciones más robustas.

Si se observa la ecuación (2.16), se puede ver que las técnicas de transformación deben ser implementadas sin usar las transformaciones R_i directamente, sino usando sólo las transformaciones $R_i R_j^T$, las cuales deben ser entendidas como las rotaciones directas del sistema de coordenadas j al sistema de coordenadas i . Estas transformaciones junto con las traslaciones pueden ser calculadas fácilmente empleando la técnica ATT con diferentes métodos como por ejemplo el de Söderkvist y Wedin [32] o el de Eggert [10]. Dichos métodos usan la descomposición en autovalores de la matriz para expresar el movimiento relativo de los segmentos del esqueleto así como presentan condiciones numéricas para el problema con buenas propiedades geométricas.

Por otro lado aunque de manera similar, la técnica de transformación del centro de rotación (CTT) surge de la consideración de las rotaciones y traslaciones de un segmento cuando el otro segmento que se encuentra unido en la articulación de estudio se mantiene fijo. En el caso de la articulación de la cadera, se considera que el segmento fijo es el de la pelvis mientras que el segmento correspondiente al femur realiza un movimiento normalmente circular.

Cuando lo que se desea obtener es el centro de rotación, este método también se puede aplicar según se explica en [11]. En este caso se considera que al menos hay tres marcadores en el segmento que se encuentra en movimiento, lo que nos permite definir un sistema de coordenadas local así como la matriz de rotación asociada a dicho segmento. Con esta información se pueden definir las transformaciones el sólido rígido.

Dichas transformaciones del sólido rígido son las rotaciones R_i y las traslaciones t_i , $i = 1, \dots, n$, las cuales transforman un conjunto de marcadores dado en la configuración de los marcadores variantes en el tiempo. Si el centro de rotación es estacionario, todas estas transformaciones deben conducir a un sólo punto común fijado, \tilde{c} , correspondiente a la posición real del centro de rotación como se muestra en la figura 2.5.

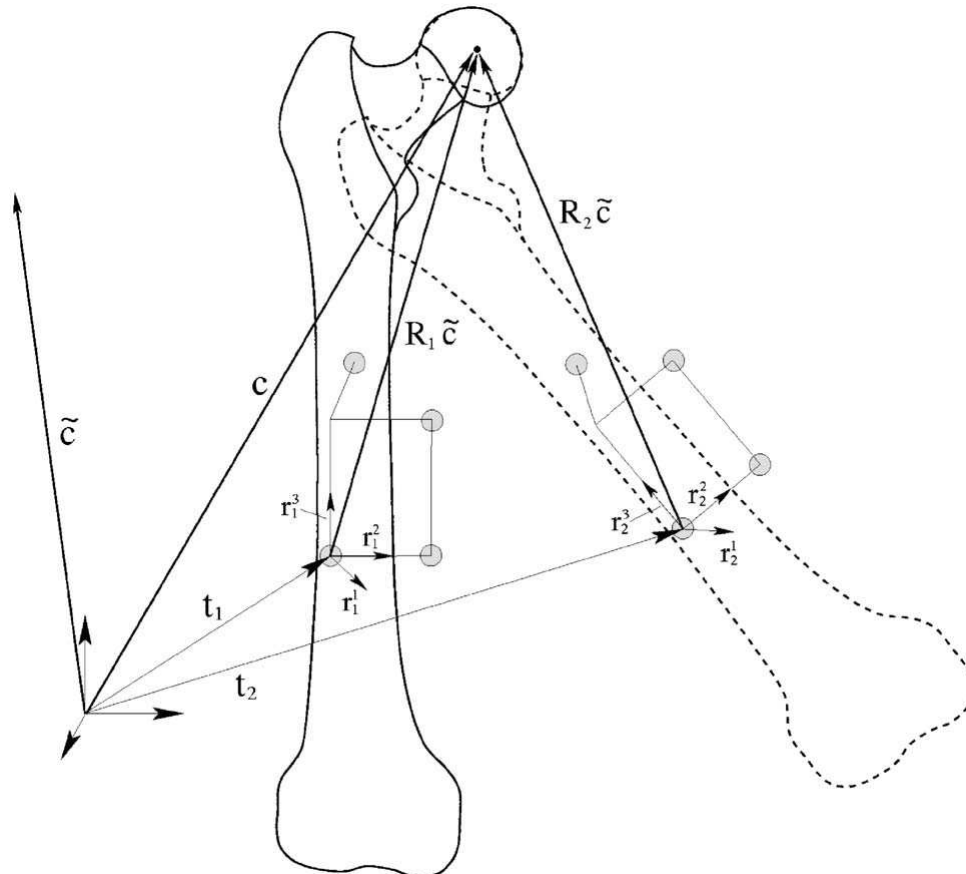


Figura 2.5 Ilustración de la construcción de coordenadas locales para el segmento femoral. Las traslaciones t_i junto con las rotaciones r_i^1, r_i^2, r_i^3 , transforman el vector del centro de rotación, \tilde{c} , de sus coordenadas locales al sistema de coordenadas global.

Por tanto, se puede escribir la ecuación (2.17) para obtener, a partir del punto \tilde{c} , el punto particular c , que es el centro de rotación de la articulación en coordenadas globales. En este caso tanto c como \tilde{c} son independientes del tiempo al encontrarse fijos mientras que las rotaciones y traslaciones son medidas para $i = 1, \dots, n$ instantes de tiempo.

$$c = R_i \tilde{c} + t_i \quad (2.17)$$

Esta aproximación puede extenderse definiendo un sistema de coordenadas locales para

el segmento en movimiento, en el cual las coordenadas de los marcadores deben mantenerse constantes a lo largo del tiempo. Las transformaciones de coordenadas del sistema de coordenadas global a dichos sistemas locales debe conducir siempre al mismo valor para el centro de rotación, con la ventaja de que no es necesaria una configuración de referencia de los marcadores. Por tanto, t_i debe ser interpretado como los vectores del origen del sistema de coordenadas global al punto de origen del sistema de coordenadas local y R_i son las matrices de rotación que llevan al sistema de coordenadas global las coordenadas del sistema local.

La aproximación más obvia, llamada técnica de transformación del centro (CTT), es por tanto realizar las transformaciones (R_i, t_i) de coordenadas globales a coordenadas locales y después determinar c y \tilde{c} para los cuales el residuo de la ecuación (2.17) sea mínimo. Por tanto, el objetivo será minimizar la ecuación (2.18).

$$f_{CTT}(c, \tilde{c}) = \sum_{i=1}^n \|R_i \tilde{c} + t_i - c\|^2 \quad (2.18)$$

De forma alternativa, se puede resolver el problema equivalente de mínimos cuadrados escrito matricialmente como se muestra en la ecuación (2.19), donde I es la matriz identidad de tres dimensiones.

$$\begin{pmatrix} R_1 & -I \\ \vdots & \vdots \\ R_n & -I \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tilde{c} \\ c \end{pmatrix} = - \begin{pmatrix} t_1 \\ \vdots \\ t_n \end{pmatrix} \quad (2.19)$$

Este problema puede ser resuelto fácilmente aplicando las técnicas numéricas correctas. En este caso al multiplicar la ecuación (2.19) por la traspuesta de la matriz, se obtienen las llamadas ecuaciones normales (2.20). Dichas ecuaciones pueden ser empleadas para la obtención de la ecuación con la cual se puede calcular el valor de c , que se corresponde con la (2.21).

$$\begin{pmatrix} nI & -\sum_{i=1}^n R_i^T \\ -\sum_{i=1}^n R_i & nI \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \tilde{c} \\ c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\sum_{i=1}^n R_i^T t_i \\ \sum_{i=1}^n t_i \end{pmatrix} \quad (2.20)$$

$$\left(n(n-1)I - \sum_{i,j=1, i \neq j}^n R_i R_j^T \right) c = (n-1) \sum_{i=1}^n t_i - \sum_{i,j=1, i \neq j}^n R_i R_j^T t_j \quad (2.21)$$

Para resolver el problema de manera alternativa se puede emplear el método de descomposición de Deuffhard [9] para la ecuación (2.19). Metodologías similares se han evaluado con una aplicación mecánica [35] y se han empleado para determinar las posiciones de la articulación de la cadera durante la ejecución de diferentes actividades diarias [28].

2.2.2 Técnica de Holzreiter

Holzreiter desarrolló una derivación del método CTT para hallar el centro de rotación de una articulación en [20], llamada aproximación de Holzreiter. En esta aproximación se eliminó la variable \tilde{c} de las dos ecuaciones tipo (2.17), una con el índice i y otra con el j , de lo que se obtiene la ecuación (2.22).

$$\left(R_i R_j^T - I \right) c = R_i R_j^T t_j - t_i \quad (2.22)$$

Debido a que $\left(R_i R_j^T - I \right)$ es una matriz de rango 2 para $R_i \neq R_j$, $R_i, R_j \neq I$, la ecuación (2.22) 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 períodos i y j . Por tanto, el centro de rotación puede ser determinado minimizando la ecuación (2.23) o, de manera equivalente, resolviendo el problema de mínimos cuadrados (2.24).

$$f_{HR}(c) = \sum_{i=1, j=1, i \neq j}^n \left\| \left(R_i R_j^T - I \right) c - R_i R_j^T t_j + t_i \right\|^2 \quad (2.23)$$

$$\begin{pmatrix} R_1 R_2^T - I & \\ & \vdots \\ R_{n-1} R_n^T - I & \end{pmatrix} c = \begin{pmatrix} R_1 R_2^T t_2 - t_1 \\ \vdots \\ R_{n-1} R_n^T t_n - t_{n-1} \end{pmatrix} \quad (2.24)$$

Mediante un proceso similar al usado para calcular la solución del método CTT (a partir de la ecuación (2.19) se obtiene la ecuación (2.21)), es posible llegar a una solución única para c con la ecuación (2.25), la cual produce el mismo resultado que la ecuación (2.21), es decir, se obtiene un centro de rotación idéntico al obtenido por el procedimiento del CTT.

$$\left(2n(n-1)I - \sum_{i,j=1, i \neq j}^n (R_i R_j^T + R_j R_i^T) \right) c = 2(n-1) \sum_{i=1}^n t_i - \sum_{i,j=1, i \neq j}^n (R_i R_j^T t_j + R_j R_i^T t_i) \quad (2.25)$$

El inconveniente del método de Holzreiter, sin embargo, es que requiere una matriz de dimension mucho mayor ($3n(n-1)/2 \times 3$) que la requerida por el método CTT ($3n \times 6$).

2.2.3 Técnica del pivote helicoidal

Basándose en la metodología de Woltring [41], surge la técnica del pivote helicoidal descrita en Ehrig [11], que permite obtener el centro de rotación como el punto más cercano a todos los ejes helicoidales instantáneos [40]. La aproximación original describe el movimiento de un cuerpo rígido como una rotación en torno a un eje único helicoidal y una traslación paralela al mismo. Para n instantes de tiempo, hay $k = n(n-1)/2$ ejes helicoidales posibles, los cuales deben ser definidos por los puntos más cercanos al origen, s_i , $i = 1, \dots, k$, y sus vectores directores n_i , $i = 1, \dots, k$.

Si se definen $Q_i = I - n_i n_i^T$ como las proyecciones sobre el complemento ortogonal de n_i , el centro de rotación se aproxima como el punto más cercano a todos los ejes helicoidales usando la ecuación (2.26).

$$\sum_{i=1}^k Q_i c = \sum_{i=1}^k s_i \quad (2.26)$$

Debido a que en general se asume que la determinación del eje helicoidal es muy sensible a pequeños ángulos de rotación, ϑ_i , se han propuesto varios términos de ponderación w_i en [41, 16, 4]. En lugar de usar la ecuación (2.26), el centro de rotación se determina empleando la ecuación (2.27), con $w_i = \sin(\vartheta_i/2)$, como se sugiere en el trabajo original de Woltring [41], o con $w_i = \vartheta_i$ como en otros estudios [4].

$$\sum_{i=1}^k w_i Q_i c = \sum_{i=1}^k w_i s_i \quad (2.27)$$

En el artículo de Ehrig [11] se prueba que cuando la variable $w_i = \sin^2(\vartheta_i/2)$, se produce una formulación equivalente a la del método descrito aquí anteriormente, el CTT. Es decir, la ecuación (2.27) se convierte en idéntica a la ecuación (2.25).

También es posible deducir una aproximación para el eje de rotación basada en la técnica del pivote helicoidal cuando se emplea la definición original de los parámetros de ponderación. Este método es el llamado aproximación del eje helicoidal promedio. Éste ha sido empleado por ejemplo en la determinación de un eje helicoidal promedio para la rodilla en Besier [3] y para obtener un eje óptimo para el codo en Stokdijk [37].

En Besier [3] se emplea el método del eje helicoidal promedio, demostrando que la repetibilidad en el plano frontal de la cinemática de la rodilla es mejor que el modelo de puntos de referencia anatómicos. Además, éste método también proporciona mejores resultados para los momentos en la cadera tanto en el plano frontal como en el transversal.

2.2.4 Técnica de Transformación de Schwartz (STT)

Esta aproximación llevada a cabo por Schwartz y Rozumalski [31] desarrolla un algoritmo relacionado en el cual se calcula una estimación del eje de la articulación para todas las combinaciones de puntos en el tiempo i, j . Esto se consigue aplicando métodos SVD a los sistemas indeterminados

$$(R_i R_j^T - I)c = R_i R_j^T t_j - t_i$$

la cual puede ser derivada de la ecuación (2.12) eliminando \tilde{c} usando una combinación de filas de la matriz.

La eliminación de dicho parámetro produce $O(n^2)$ estimaciones para los parámetros del eje, los cuales deben ser promediados. Debido a que la distribución de los parámetros del eje debe ser asimétrica y no normal, el autor también propuso estimar el eje de rotación usando el modo de los parámetros con el propósito de realizar el promedio.

Para hallar el centro de rotación de la articulación se basa en la ecuación (2.22), tomando una construcción similar a la de la técnica de Holzreiter. En este caso, sin embargo, el centro de rotación está definido por la intersección de los puntos más cercanos entre el eje descrito por la ecuación (2.22) y un eje de rotación diferente representado por la ecuación

(2.28) donde k y l son instantes de tiempo posteriores.

$$(R_k R_l^T - I)c = R_k R_l^T t_l - t_k \quad (2.28)$$

Por tanto, el centro de rotación de la articulación se calcula mediante la minimización de la ecuación (2.29), la cual tiene una solución única similar a la de la ecuación (2.25).

$$f_{STT}(c) = \left\| (R_i R_j^T - I)c - R_i R_j^T t_j + t_i \right\|^2 + \left\| (R_k R_l^T - I)c - R_k R_l^T t_l + t_k \right\|^2 \quad (2.29)$$

En la práctica, esta aproximación aporta un valor de c , para cada grupo de períodos de tiempo, donde al menos tres deben ser diferentes. A pesar de que las resultantes $O(n^4)$ estimaciones para c tienen una distribución no normal y asimétrica, los autores propusieron el uso del modo de esta distribución como la aproximación final para la posición del centro de rotación de la articulación.

2.2.5 Aproximación de Marin

La aproximación de Marin fue propuesta por él en [26] como el método que determina el punto de amplitud mínima. Aquí, la transformación del segmento en movimiento al segmento fijado (o coordenadas globales) se calcula mediante la ecuación (2.30) para $i = 1, \dots, n$.

$$\tilde{c} = R_i c + t_i \quad (2.30)$$

El centro de rotación, c , es por tanto definido como el punto que se "mueve" menos ante la transformación (R_i, t_i) . Los autores llevaron a cabo la minimización de la función objetiva discontinua (2.31) usando un algoritmo genético [21].

$$f_{MAM}(c) = \sum_{k=x,y,z} \left[\max_{i=1,\dots,n} \left(R_i c + t_i \right)_k - \min_{i=1,\dots,n} \left(R_i c + t_i \right)_k \right] \quad (2.31)$$

Alternativamente, se ha propuesto un método con el cual es posible llevar a cabo una optimización más rápida, disminuyendo así el tiempo de operación y agilizando la obtención de los resultados. Dicha variación se lleva a cabo en [38].

3 Método

La finalidad de este Trabajo de Fin de Grado es la implementación del método desarrollado por Ehrig [11] para la determinación del centro de rotación de la cadera en el ensayo clínico del análisis de la marcha humana mediante la programación en Matlab del algoritmo para el procesamiento de los datos. Dicho método es el llamado Symmetrical Centre of Rotation Estimation (SCoRE) y sus resultados serán comparados con dos métodos diferentes.

El primero de ellos es el método actualmente empleado en el laboratorio del Área de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Sevilla, que es el de Vicon Motion Systems® y se trata de un método predictivo. El segundo es el método empleado en un Trabajo de Fin de Master [24] el cual consiste en la aplicación del método de ajuste esférico para la determinación del HJC, siendo éste un método funcional al igual que el que se va a implementar en este TFG.

A continuación se va a proceder a explicar el protocolo de medida actualmente empleado para realizar la captura (sección 3.1) así como el método funcional empleado en [24] (sección 3.2), la distribución del laboratorio y el equipo necesario (sección 3.3) y, finalmente, la aplicación del método SCoRE (sección 3.4).

3.1 Protocolo Plug in Gait (PiG)

En primer lugar se debe definir el protocolo de medida que se empleaba en el Área de Ingeniería Mecánica para llevar a cabo las medidas experimentales. Como se mencionó anteriormente, dicho protocolo debe definir el modelo biomecánico, el procedimiento de toma de datos y el procesamiento y análisis de los resultados. Ya que se pretendía perturbar el movimiento del sujeto en la menor medida posible, se eligió un protocolo en el cual los marcadores estuvieran situados en posiciones anatómicas estratégicas, minimizando el número necesario.

Debido a la complejidad del cuerpo humano, el cual se encuentra compuesto por más de 200 huesos y más de 300 músculos, numerosos autores han realizado simplificaciones como sistemas multicuerpo compuestos de cuerpos rígidos unidos mediante articulaciones ideales, entre los cuales se encuentran [27, 1, 34]. La precisión de la simulación será igual a la del modelo, por lo que se eligió el de la figura 3.1. En dicho modelo se lleva a cabo una aproximación en la que el cuerpo se divide en 15 segmentos que se corresponden con la cabeza, el tronco, dos brazos, dos antebrazos, dos manos, la pelvis, dos muslos, dos piernas y dos pies. El movimiento de estos segmentos se encuentra relacionado mediante las articulaciones, modeladas como 14 pares de rotación esféricas e ideales.

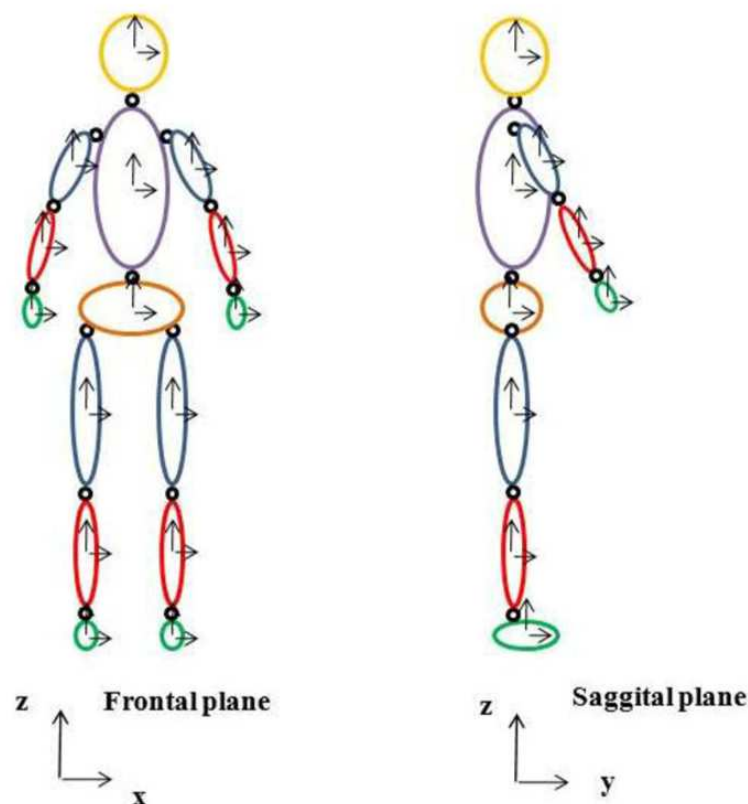


Figura 3.1 Modelo del cuerpo humano dividido en segmentos [27].

Ya que el objeto de este proyecto se centra en el centro de rotación de la cadera, sólo se tuvo en cuenta el tren inferior del modelo para realizar los ensayos necesarios. Como se puede apreciar, los miembros inferiores del cuerpo se disponen como un elemento que representa la pelvis, dos segmentos para los muslos, otros dos para las piernas y un último par de segmentos para los pies. Esto hace un total de 7 segmentos que deben ser correctamente determinados mediante el uso de marcadores.

El modelo Newington [7] es el pionero y más extendido en la captura de la marcha y es

el utilizado en el sistema Plug in Gait (PiG), el cual emplea el Vicon Motion Systems® para el estudio cinemático y cinético de la marcha humana, así como para la determinación de los ejes de rotación de las articulaciones. Este sistema emplea dos marcadores por cada segmento que se desea estudiar excepto en la pelvis, donde se emplean 4 marcadores para su correcta determinación.

El modelo PiG consta por tanto de 16 marcadores para los miembros inferiores del cuerpo que se encuentran situados como se muestra en la figura 3.2. Los marcadores se nombran de acuerdo a su posición y a la pierna en la que se encuentran, de manera que los marcadores situados en la pierna derecha se nombrarán precedidos de la letra R mientras que los marcadores de la pierna izquierda se nombrarán con la letra L, quedando los nombres de los marcadores:

- Pelvis: RASI, RPSI, LASI, LPSI
- Piernas: RTHI, RKNE, RTIB, LTHI, LKNE, LTIB
- Pies: RANK, RTOE, RHEE, LANK, LTOE, LHEE

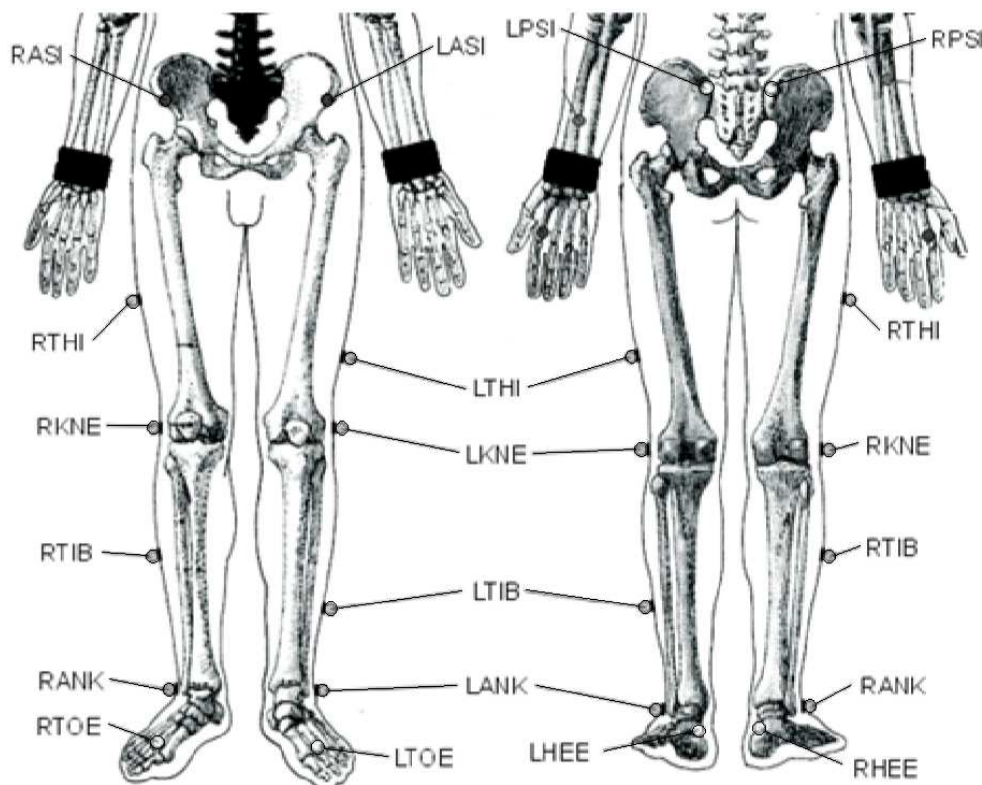


Figura 3.2 Modelo Plug in Gait. Consta de 16 marcadores reflectantes ubicados en los miembros inferiores; su colocación se determina en relación a la posición de los huesos subyacentes como se indica en la imagen. Los marcadores se unen directamente a la piel con un adhesivo de doble cara.

Mediante la posición de los distintos marcadores se obtienen posteriormente los distintos sistemas de coordenadas locales para cada segmento como se verá en los siguientes subapartados.

3.1.1 Pelvis

El segmento que se define primero es el de la pelvis, la cual se diseña usando los cuatro marcadores que se encuentran en la misma: RASI, RPSI, LASI y LPSI. En primer lugar se obtiene un punto virtual, PSI, situado en el punto medio del segmento definido por RPSI y LPSI. Posteriormente, se determina el plano definido por RASI, LASI y PSI (figura 3.3), quedando definido el sistema de coordenadas de la pelvis como X, Y y Z los cuales son los ejes anterior, lateral y vertical respectivamente (ver tabla 3.1).

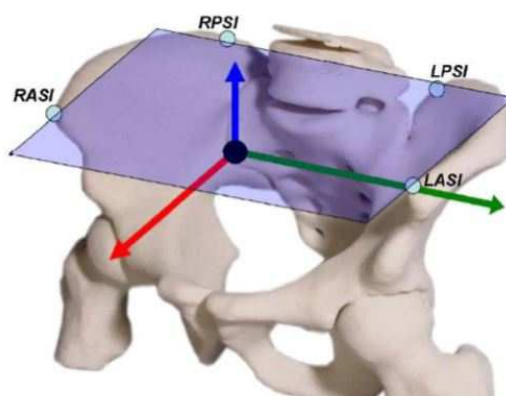


Figura 3.3 Sistema coordenado de la pelvis [27].

Tabla 3.1 Definición del sistema coordenado de la pelvis.

Y	Desde RASI hasta LASI
Z	Normal al plano definido por los puntos LASI, RASI y PSI
X	Producto vectorial de Z e Y

3.1.2 Centro de rotación de la cadera (HJC)

Una primera aproximación para localizar el centro de rotación de la cadera (Hip Joint Center, HJC) es el método predictivo de Newington [7]. Dicho modelo emplea una aproximación por regresión para hallar el vector que conecta el origen del sistema de coordenadas de la pelvis con el HJC. Para realizar la regresión se emplean la distancia inter-ASIs y la longitud de la pierna, la cual debe ser medida previamente [27]. Las coordenadas locales del HJC del lateral izquierdo vienen dadas por la ecuación (3.1).

$$s'_{PEL} = \begin{bmatrix} (-x_{dis} - r_{mark}) \cos \beta + C \cos \theta \sin \beta \\ S(C \sin \theta - d_{ASIS}/2) \\ (-x_{dis} - r_{mark}) \sin \beta - C \cos \theta \cos \beta \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

En dichas ecuaciones los parámetros C y x_{dis} dependen de la longitud de la pierna según las siguientes fórmulas:

$$C = 0.115L_{leg} - 0.0153$$

$$x_{dis} = 0.123L_{leg} - 0.0486$$

El valor de x_{dis} es la componente anterior/posterior de la distancia entre ASIS y el centro de rotación de la cadera en el plano sagital de la pelvis. El parámetro d_{ASIS} es la media de la distancia entre los marcadores LASI y RASI (distancia inter-ASIS) medida durante el ensayo estático. El radio de los marcadores se corresponde con la variable r_{mark} . Por último, el parámetro S varía según la pierna que se esté analizando: $S = +1$ cuando la pierna de estudio es la derecha y $S = -1$ cuando se estudia la del lado izquierdo.

La representación gráfica del centro de rotación geométrico de la cadera definido por la ecuación (3.1) es la que puede verse en la figura 3.4. En ella vienen representados algunos de los parámetros mencionados anteriormente.

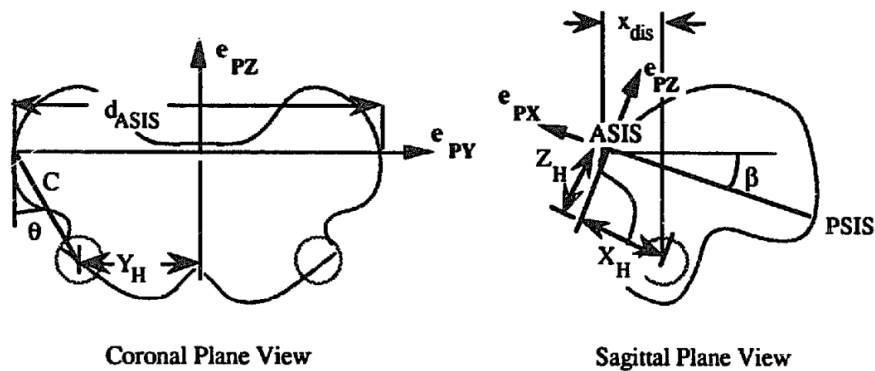


Figura 3.4 Centro de rotación geométrico de la pelvis [7].

3.1.3 Muslo

El primer paso para la definición del segmento correspondiente al muslo es la localización del centro de rotación de la rodilla (Knee Joint Center, KJC). Éste se define del mismo modo en la estática y en la dinámica si no se emplea un dispositivo de alineamiento en la rodilla (Knee Alignment Device, KAD). El KJC se encuentra a una distancia KO del

marcador KNE en la dirección perpendicular al plano formado por KNE, THI y el punto HJC calculado con el método explicado antes y, al mismo tiempo, pertenece a dicho plano.

La definición de los ejes del muslo se lleva a cabo a partir del KJC como se muestra en la figura 3.5 y se detalla en la tabla 3.2.

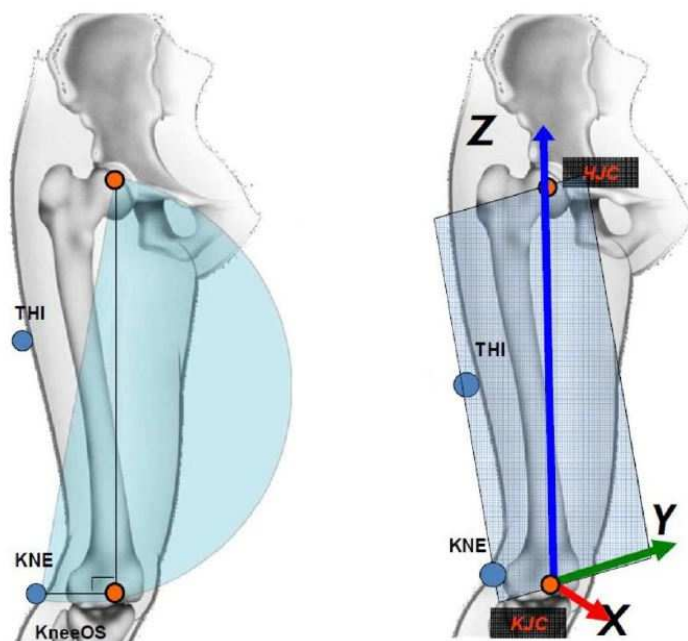


Figura 3.5 Sistema coordenado del muslo [27].

Tabla 3.2 Definición del sistema coordenado del muslo.

Z	Desde KJC hasta HJC
X	Normal al plano definido por los puntos HJC, THI y KNE
Y	Producto vectorial de Z y X

Esta definición de los ejes de los muslos es muy dependiente de los desplazamientos con respecto a la posición correcta al colocar los marcadores. El marcador THI debe estar ubicado de tal manera que el plano frontal definido contenga el KJC y cualquier desviación puede conllevar errores del eje de flexión de la rodilla de hasta $\alpha = 15/20$, y errores en la determinación del KJC de hasta 3 cm. Esta deficiencia ha sido puesta de manifiesto por un estudio reciente llevado a cabo en la Universidad de Zaragoza [39] en la que se lleva a cabo una variación de la posición de los marcadores KNE, THI y TIB de 15 mm en ambas direcciones.

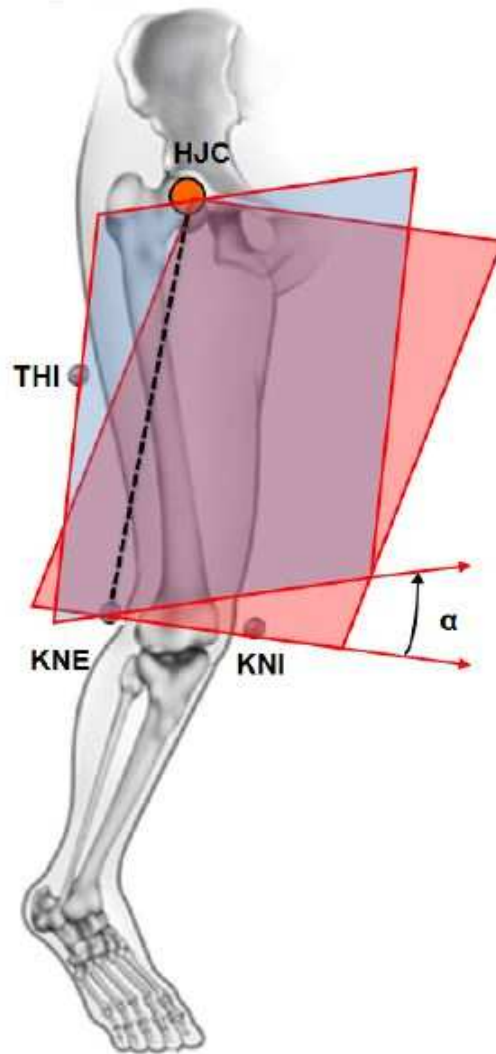


Figura 3.6 Sistema coordenado del muslo [27].

Como se muestra en la figura 3.6, en el laboratorio se ha tratado de minimizar el error cometido por el posicionamiento de los marcadores empleando un marcador adicional, KNI, en la parte interna de la rodilla. Este marcador se emplea sólo en el ensayo estático para la definición del KJC mediante la previa determinación del eje de rotación de la rodilla con el vector que une los epicóndilos lateral y medial situados mediante los marcadores KNE y KNI. El KJC será el punto medio entre ambos marcadores y se encuentra situado en el eje de rotación.

El marcador KNI puede estar presente también en los ensayos dinámicos de manera que el eje de rotación de la rodilla y el KJC puedan ser determinados directamente a través de los marcadores KNE y KNI durante el movimiento. Sin embargo, es frecuente que los marcadores KNI distorsionen el paso del paciente.

3.1.4 Pierna

En los ensayos dinámicos y estáticos sin un KAD, el centro de rotación del tobillo (Ankle Joint Center, AJC) se calcula a partir del KJC, el marcador de la pierna (TIB) y el marcador del tobillo (ANK), junto con el parámetro de compensación AO. El AJC se obtiene de manera que el marcador ANK se encuentre a una distancia AO del AJC medido en la dirección perpendicular al plano formado por los marcadores ANK y TIB y el KJC, en el cuál debe estar contenido el AJC. Esto se puede observar en la figura 3.7 y el sistema de coordenadas local del segmento se define como se muestra en la tabla 3.3.

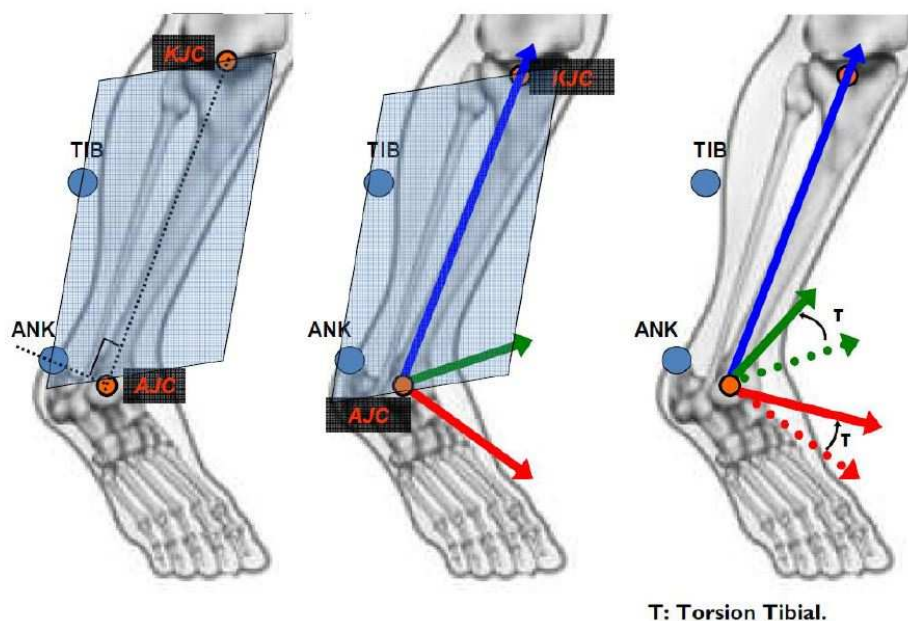


Figura 3.7 Sistema coordenado de la pierna [27].

Tabla 3.3 Definición del sistema coordenado de la pierna.

Z	Desde AJC hasta KJC
X	Normal al plano definido por los puntos KJC, TIB y ANK
Y	Producto vectorial de Z y X

En la tabla 3.3 se define la orientación de los ejes del segmento de la pierna torsionada, la cuál se usa para describir la cinemática del tobillo. Si la medida antropométrica de la torsión de la tibia del sujeto se toma en cuenta, entonces se puede definir un segmento para la pierna sin torsión mediante la rotación de la pierna torsionada en torno a su eje z con los grados de torsión de la tibia. La pierna sin torsión se emplea para describir la cinemática de la articulación de la rodilla.

3.1.5 Pie

El sistema de coordenadas locales del segmento correspondiente al pie se define como se muestra en la figura 3.8 y se describe en la tabla 3.4. Se debe tener en cuenta que mientras que los ejes longitudinales de los segmentos vistos anteriormente se definían mediante las posiciones de los centros de rotación calculados previamente, el eje longitudinal del pie se define a través de la posición de los marcadores TOE y HEE, situados respectivamente en los dedos y en el talón.

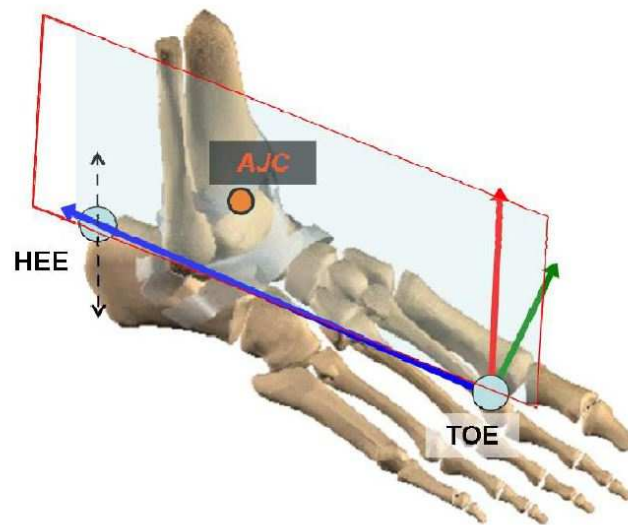


Figura 3.8 Sistema coordenado del pie.

Tabla 3.4 Definición del sistema coordenado del pie.

Z	Desde TOE hasta HEE
Y	Normal al plano definido por los puntos HEE, TOE y AJC
X	Producto vectorial de Z e Y

3.1.6 Miembros superiores del cuerpo

El procedimiento para determinar los segmentos de la parte superior del cuerpo y sus sistemas de coordenadas locales es muy similar al descrito para la reconstrucción del modelo de parte inferior del cuerpo. Debido a que el modelo Plug in Gait (PiG) trata por separado los datos de la parte superior del cuerpo y la parte inferior, no es necesario definir los miembros superiores para la ejecución del presente Trabajo de Fin de Grado.

En caso de ser necesaria la definición de los demás segmentos, ésta se puede llevar a cabo mediante el uso del segmento correspondiente al tronco, el cual sirve de referencia

para la reconstrucción del resto del modelo al igual que se ha hecho con la pelvis para los miembros inferiores. El centro de rotación del hombro, el centro de rotación del codo y, finalmente, el centro de rotación de la muñeca serían sucesivamente localizados y los sistemas coordenados locales definidos.

3.2 Determinación funcional por ajuste esférico

Un método diferente al del PiG visto en el apartado 3.1 para la determinación del HJC llevada a cabo de la manera más sencilla es el uso de imágenes médicas tridimensionales, aunque su disponibilidad no es frecuente en el análisis del movimiento de los laboratorios. Otra alternativa es el método funcional.

El método funcional calcula el centro de rotación de la articulación como el punto que mejor representa el centro de una esfera descrita por la trayectoria de marcadores situados en el muslo, para lo cual es necesario realizar varios ensayos de rotación de la cadera [24]. En dicho estudio se lleva a cabo una comparación de la precisión del método predictivo y del funcional llevando a cabo ensayos con 11 hombres adultos y suponiendo que la posición del HJC real viene determinada por Leardini [23].

El método funcional identifica el HJC como el centro de rotación más adecuado entre la pelvis y el muslo. Los sujetos debían mover el fémur de manera relativa a la pelvis y se realizó una reconstrucción de las trayectorias en coordenadas globales de los marcadores situados tanto en la pelvis como en el muslo. Las posiciones instantáneas de los marcadores del muslo se representaron en el sistema de coordenadas locales de la pelvis e introducidas en un algoritmo que estima las coordenadas del centro de rotación del HJC en este último sistema de coordenadas.

El HJC determinado como el punto P debe tener unas coordenadas locales en el sistema de coordenadas de la pelvis s_{pel}^P , las cuales son las incógnitas del problema. La posición global del vector se define por la ecuación (3.2), cuyas componentes pueden ser observadas en la figura 3.9.

$$r^P = r_{pel} + A_{pel}s_{pel}^P \quad (3.2)$$

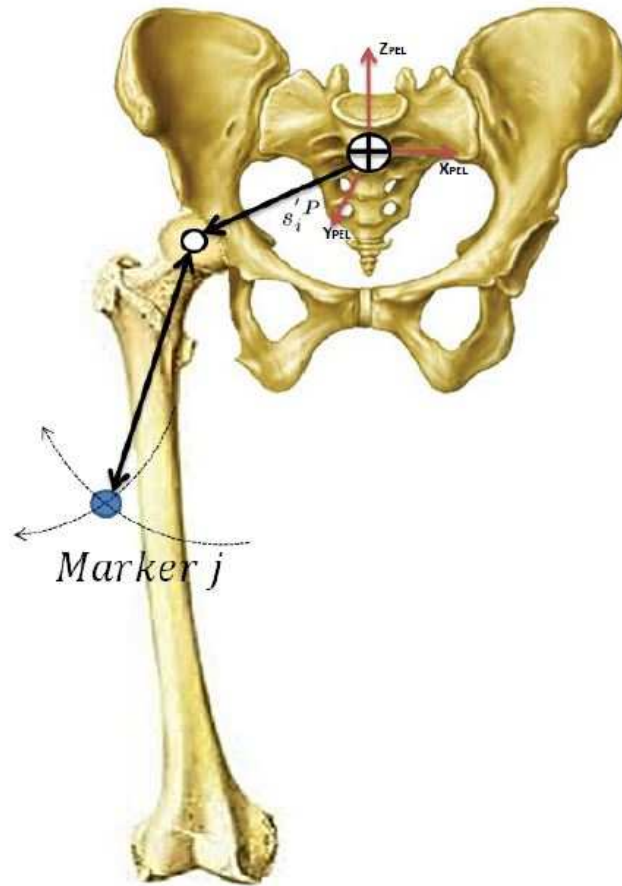


Figura 3.9 Sistema coordinado del pie.

Cada marcador j unido al muslo se define por su posición en coordenadas globales r_j y se encuentra a una distancia rad_j del punto P. Cuando se considera un movimiento esférico perfecto del muslo, la trayectoria de cada marcador j debe permanecer en una esfera de superficie de radio rad_j . Por tanto, s_{pel}^i y rad_j deben satisfacer la ecuación (3.3) para cada instante de tiempo.

$$\left(r_i + A_i s_{pel}^i - r_j \right)^2 - rad_j^2 = 0 \quad (3.3)$$

Para llevar a cabo la optimización de este método se realizó el ensayo con 3 marcadores en el muslo. Posteriormente, se llevó a cabo la minimización de la función cuadrática objetiva (3.4).

$$\sum_{m=1}^3 \sum_{t=t_i}^{t_f} \left(\left\| r_i^t + A_i^t s_{pel}^i - r_j^t \right\| - rad_j \right)^2 \quad (3.4)$$

3.3 Laboratorio

Para la captura del movimiento se dispone del sistema Vicon Motion Systems[®], que consta de seis cámaras que se encuentran orientadas de manera que enfocan un área de captura situado en un pasillo de ensayo a lo largo del cual se mueve el paciente cuya cinemática y dinámica se desea estudiar (figura 3.10). En este caso la dinámica no es objeto de estudio.

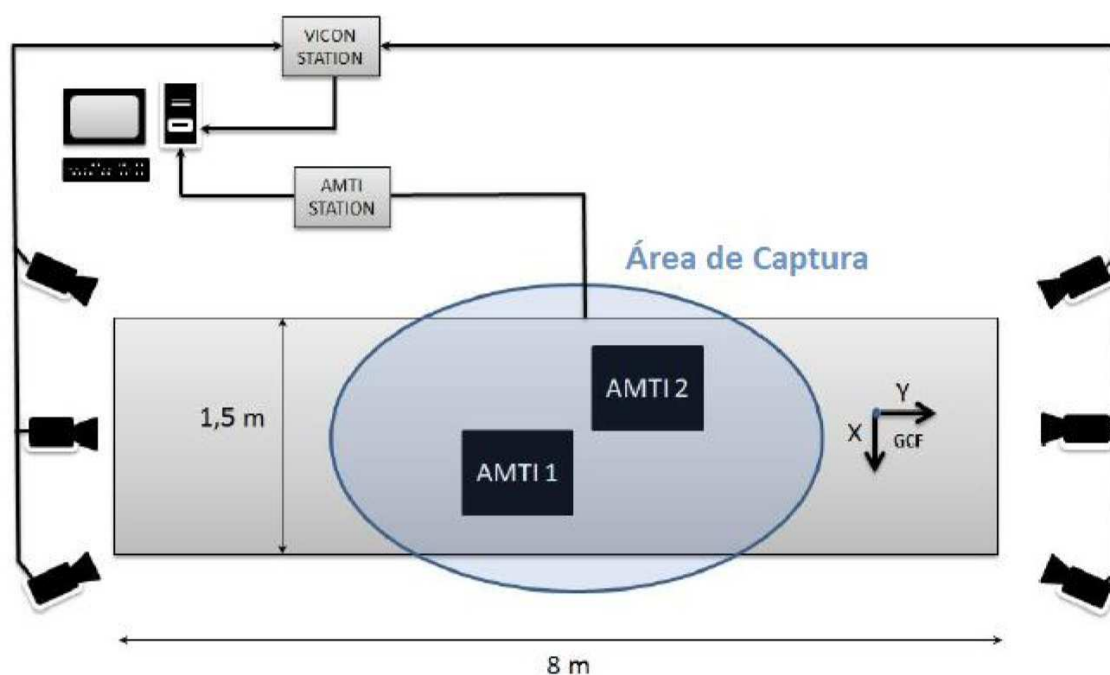


Figura 3.10 Diagrama del laboratorio donde se realiza la captura.

A estas seis cámaras se le han añadido otras seis para evitar que haya fracciones de tiempo en las que las cámaras no detectan alguno de los marcadores, ya que esto implica una deficiente determinación de la posición del sujeto. Las doce cámaras de manera conjunta graban la trayectoria tridimensional de los marcadores ya que éstos se componen de un material que refleja la luz infrarroja, la cual es emitida por las cámaras.

Las cámaras infrarrojas poseen una resolución elevada y una frecuencia de muestreo de 100 Hz empleada para realizar la captura. Sin entrar en detalles matemáticos del proceso de muestreo, el teorema dice que "la señal del proceso debe ser muestreada a una frecuencia como mínimo del doble de la frecuencia más alta presente en la propia señal" para evitar errores producidos por el aliasing. Al emplear una frecuencia de 100 Hz se puede asegurar que este error no se va a producir ya que se admite que en la marcha humana no hay

frecuencias superiores a 25 Hz.

Además, en el área de captura también se hallan instaladas sendas plataformas AMTI® que miden la fuerza y el momento que el sujeto ejerce sobre ellas al pisarlas con una frecuencia de 1000 Hz. La finalidad de las mismas es poder realizar el estudio dinámico de la marcha humana, la cual no es objeto de estudio del presente Trabajo de Fin de Grado. Sin embargo, las plataformas sí serán empleadas para la determinación del comienzo del ciclo del paso, ya que se considerará que el ciclo comienza al pisar la primera plataforma y el ciclo finalizará cuando el sujeto apoye de nuevo en el suelo el mismo pie.

Para el control de los dispositivos mencionados se dispone de un ordenador en el cual se ha instalado el programa Vicon Nexus 2.2.3. La interfaz de dicho programa permite la visualización del espacio de trabajo, así como la disposición de los elementos como se muestra en la figura 3.11.

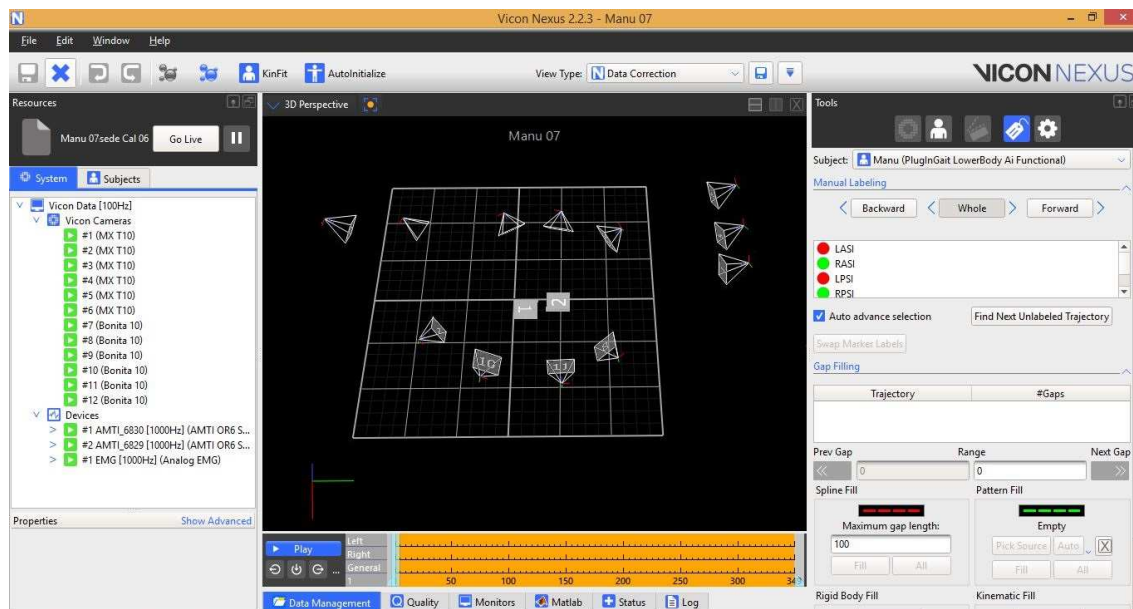


Figura 3.11 Interfaz del programa Vicon Nexus 2.2.3. Se observa que las cámaras se encuentran numeradas y orientadas hacia la posición de las plataformas, zona en la que se realiza la captura de la posición de los marcadores durante un ciclo de la marcha humana.

Para la correcta configuración de la posición de las cámaras es necesaria la calibración de las mismas mediante el movimiento de una serie de marcadores dentro del área de trabajo. Una vez realizada la calibración, se procede a definir la posición del sistema de coordenadas global mediante el uso de una cruz correctamente nivelada y definida por marcadores, situada en la esquina de la plataforma AMTI® 1. Una vez definido el sistemas de coordenadas global el programa Vicon Nexus representa la posición de todos los elementos.

Los datos de las cámaras son recibidos por la estación de Vicon y los datos de las plataformas se reciben en la estación AMTI. Desde estos dispositivos, los datos son enviados al ordenador y procesados por el software Nexus, el cual convierte automáticamente los datos bidimensionales tomados por las cámaras en una reconstrucción tridimensional de la posición de los marcadores en relación al sistema de coordenadas global definido con anterioridad.

3.4 Symmetrical Centre of Rotation Estimation (SCoRE)

El método descrito por Ehrig en [11] se encuentra clasificado dentro de las técnicas de transformación, además de tratarse de un método funcional. Como se mencionó en la sección 2.2, 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. 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.

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. 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 que se va a implementar en este caso, el SCoRE, 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.

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 (3.5), la cual debe ser minimizada.

$$f_{SCoRE}(c_1, c_2) = \sum_{i=1}^n \|R_i c_1 + t_i - (S_i c_2 + d_i)\|^2 \quad (3.5)$$

En dicha ecuación, los parámetros c_1 y c_2 son las coordenadas del centro de rotación de la articulación en el sistema de coordenadas local de cada segmento y las transformaciones (R_i, t_i) , (S_i, d_i) son las que permiten el paso de los sistemas de coordenadas locales a un sistema de coordenadas global adecuado como se muestra en la figura 3.12.

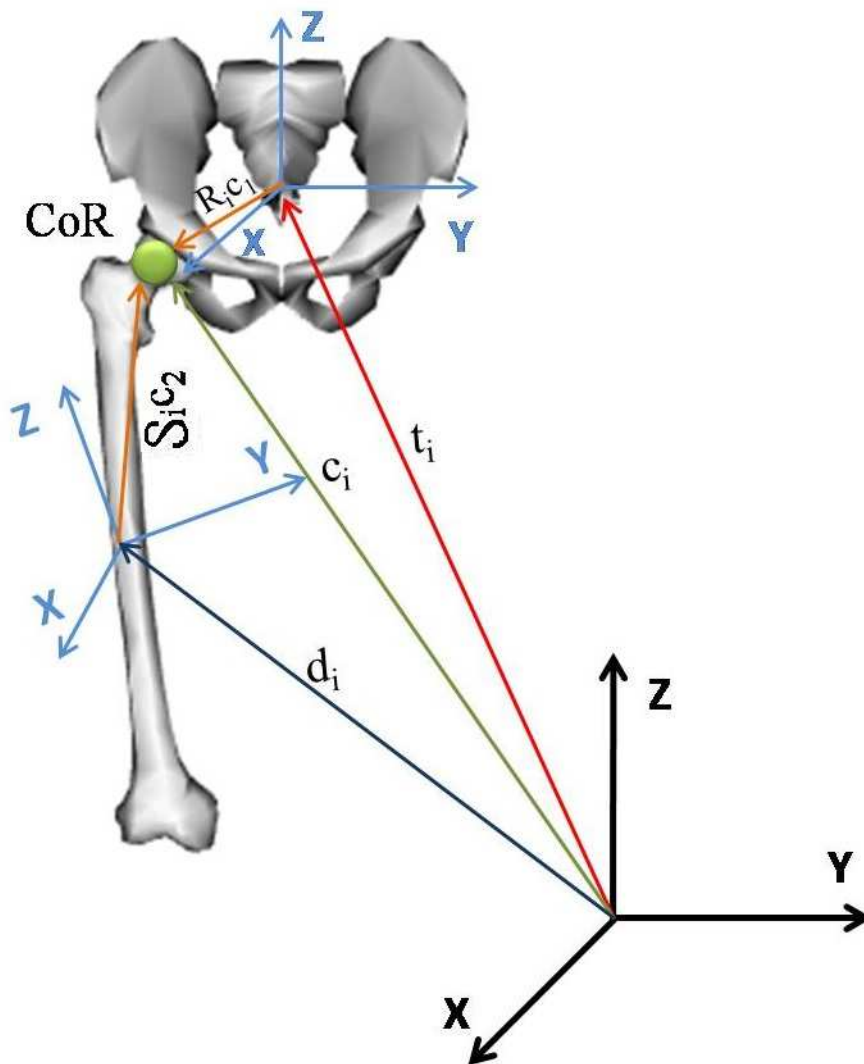


Figura 3.12 Representación de las transformaciones necesarias para la implementación del método SCoRE para pasar de coordenadas locales a globales aplicado al HJC.

De manera alternativa, puede escribirse el problema de forma matricial (ecuación (3.6)), el cual se resuelve mediante la aplicación de mínimos cuadrados.

$$\begin{pmatrix} R_1 & -S_1 \\ \vdots & \vdots \\ R_n & -S_n \end{pmatrix} \begin{pmatrix} c_1 \\ c_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} d_1 - t_1 \\ \vdots \\ d_n - t_n \end{pmatrix} \quad (3.6)$$

Este problema tiene una única solución, aunque es mejor que sea resuelto por métodos numéricos más robustos como el de Deuffhard y Hohmann [9]. En el sistema de coordenadas global, esta aproximación aporta una posición del centro de rotación de la cadera para cada uno de los segmentos y para cada instante de tiempo, $R_i c_1 + t_i$ si se opta por el segmento definido como la pelvis y $S_i c_2 + d_i$ si se toma el segmento del muslo. Ambos puntos no son necesariamente coincidentes, por lo que la aproximación más obvia para la estimación del centro de rotación real en coordenadas globales es, por tanto, tomar la posición media de ambas posiciones.

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. Debido a que en la pelvis ya se han dispuesto cuatro marcadores, no será necesario añadir ninguno más. Sin embargo, en los muslos sí será necesario añadir un marcador a los ya definidos por el modelo del PiG (figura 3.2 de la sección ??).

La definición de los sistemas de coordenadas locales se definen como se verá a continuación.

3.4.1 Pelvis

El segmento que se define primero es el de la pelvis, la cual se diseña usando los cuatro marcadores que se encuentran en la misma: RASI, RPSI, LASI y LPSI de manera análoga a lo visto en el apartado 3.1.1 para el modelo del PiG. En primer lugar se obtiene un punto virtual, PSI, situado en el punto medio del segmento definido por RPSI y LPSI. Posteriormente, se determina el plano definido por RASI, LASI y PSI (figura 3.13), quedando definido el sistema de coordenadas de la pelvis como X, Y y Z los cuales son los ejes anterior, lateral y vertical respectivamente (ver tabla 3.5).

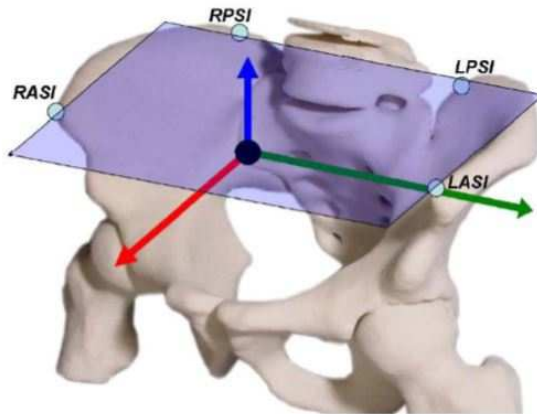


Figura 3.13 Sistema coordenado de la pelvis [27].

Tabla 3.5 Definición del sistema coordenado de la pelvis.

Y	Desde RASI hasta LASI
Z	Normal al plano definido por los puntos LASI, RASI y PSI
X	Producto vectorial de Z e Y

3.4.2 Muslo

Debido a que en esta ocasión se tienen tres marcadores en el muslo, quedan perfectamente definidas tanto su posición como su orientación. Para la realización de los experimentos el muslo ha sido definido a través de tres marcadores (M1, M2 y M3) posicionados aleatoriamente en lugar de emplear los mencionados en el PiG que se sitúan en puntos de referencia óseos del sujeto.

El sistema de coordenadas definido no se obtiene mediante puntos de referencia como en ocasiones anteriores, sino a través de los marcadores directamente. De este modo se tiene que el eje de coordenadas Z se define como el vector unitario perpendicular al plano formado por los marcadores M1, M2 y M3. El eje Y será el que va del marcador M1 al marcador M2 y el eje X se calcula como el producto vectorial de los ejes ya calculados (tabla 3.6).

Tabla 3.6 Definición del sistema coordenado del muslo.

Y	Desde M2 hasta M1
Z	Normal al plano definido por los puntos M1, M2 y M3
X	Producto vectorial de Z e Y

4 Resultados

Como ya se ha mencionado con anterioridad, los resultados de la cinemática calculados una vez obtenido el centro de rotación de la cadera a partir de la aplicación del método funcional SCoRE [11] van a ser comparados con los que se obtienen mediante el método predictivo PiG (apartado 3.1) y el método funcional por ajuste esférico (apartado 3.2).

Para obtener los resultados ha sido necesario disponer de los archivos .c3d de los ensayos realizados. Dichos archivos contienen información acerca del sujeto de estudio, como su masa, la altura, la longitud de las extremidades, etc. También se encuentran los datos de las posiciones de cada marcador, correctamente etiquetado, para todos los instantes de tiempo en coordenadas globales. Todos estos parámetros van a ser requeridos por Matlab para la implementación de los métodos que se han desarrollado en el presente documento y son fácilmente extraíbles.

Los ensayos se han llevado a cabo con un único sujeto. Con dicho paciente se ha realizado una captura estática con los marcadores KNI para realizar la reconstrucción del modelo del PiG. Posteriormente, se han realizado 8 capturas dinámicas sin dichos marcadores para garantizar que el movimiento del sujeto era lo más natural posible.

Para la determinación del HJC se han realizado unos ensayos adicionales que han consistido en la rotación de cada pierna de manera independiente. De este modo se han llevado a cabo 9 capturas en las que el movimiento realizado era únicamente para pierna derecha y 2 capturas para el movimiento de la pierna izquierda.

4.1 Cinemática del PiG

La cinemática obtenida por el protocolo del Plug in Gait para el sujeto de estudio se representa como se observa en la figura 4.1 para la pierna derecha. En ella se han representado los valores medios y la desviación estándar superior e inferior de los ángulos de flexión,

aducción y torsión de la cadera, la rodilla y el tobillo derecho de las capturas dinámicas.

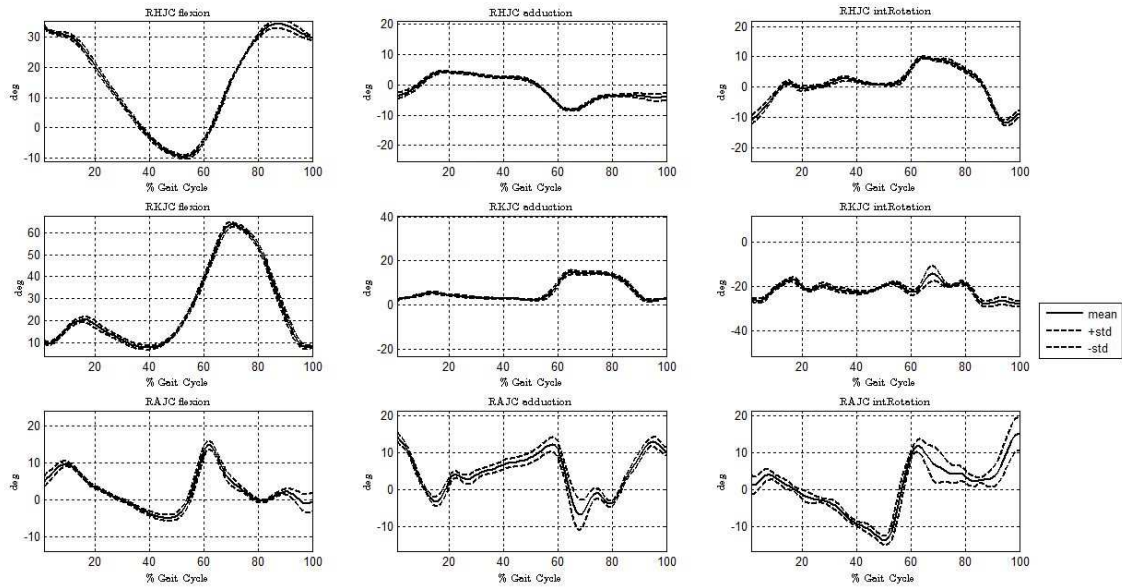


Figura 4.1 Cinemática de las articulaciones de la derecha con el protocolo PiG.

Los resultados de la pierna izquierda serán análogos a estos, representados en la figura 4.2.

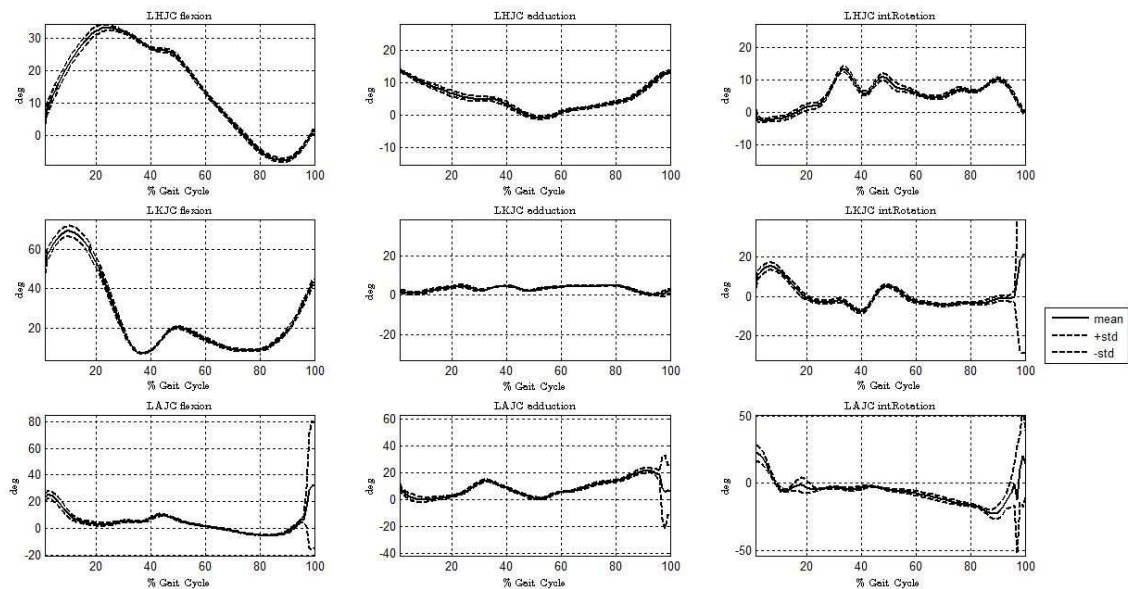


Figura 4.2 Cinemática de las articulaciones de la izquierda con el protocolo PiG.

Estos resultados se han obtenido aplicando el protocolo PiG, donde cada elemento es tratado de manera independiente y sin imponer restricciones cinemáticas, por lo que en los resultados pueden aparecer dislocaciones en las articulaciones debido entre otras cosas

a los elementos rígidos definidos y a las articulaciones que se han supuesto esféricas e ideales. Para evitar estas dislocaciones se puede aplicar el Global Optimization Method (GOM), el cual impone las restricciones cinemáticas asociadas a las articulaciones.

4.2 Método de ajuste esférico

La cinemática obtenida por el método funcional de ajuste esférico implementado para la obtención de un HJC más preciso se representa como se observa en la figura 4.3 para la pierna derecha. En ella se han representado los valores medios y la desviación estándar superior e inferior de los ángulos de flexión, aducción y torsión de la cadera, la rodilla y el tobillo derecho de las capturas dinámicas.

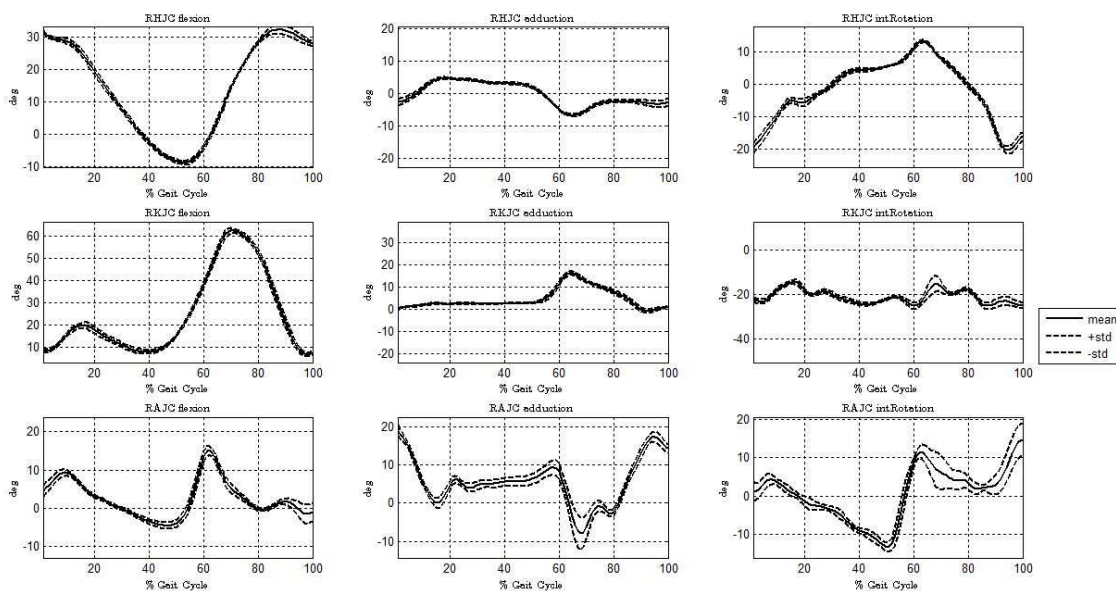


Figura 4.3 Cinemática de las articulaciones de la derecha con el método de ajuste esférico.

Los resultados de la pierna izquierda serán análogos a estos.

4.3 Método SCoRE

La cinemática obtenida por el método funcional Summetrical Centre os Rotation Estimation (SCoRE), implementado para la obtención de un HJC más preciso, se representa como se observa en la figura 4.4 para la pierna derecha. En ella se han representado los valores medios y la desviación estándar superior e inferior de los ángulos de flexión, aducción y torsión de la cadera, la rodilla y el tobillo derecho de las capturas dinámicas.

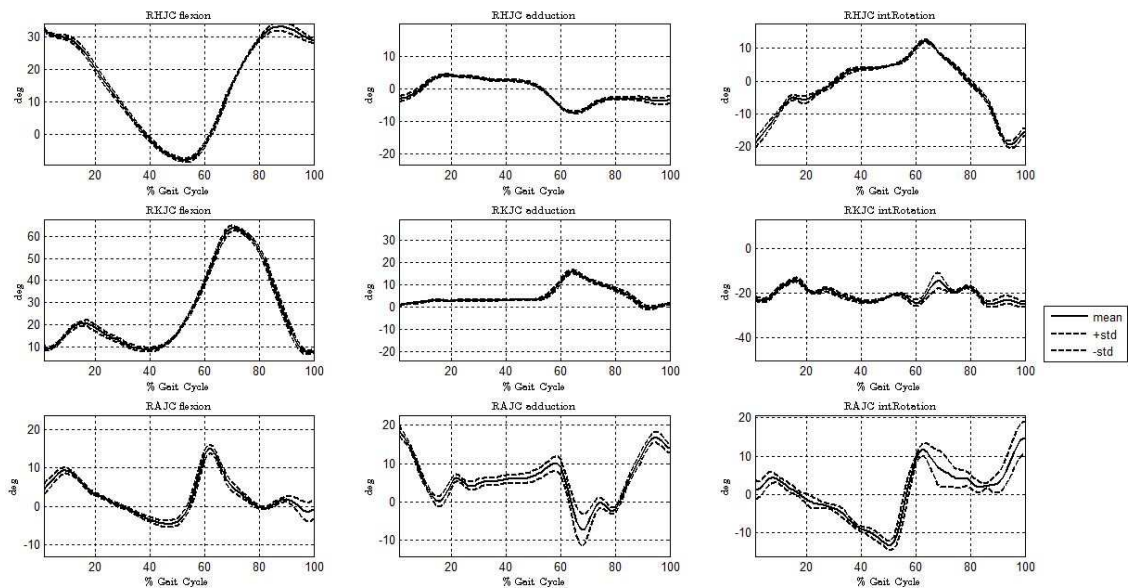


Figura 4.4 Cinemática de las articulaciones de la derecha con el método de ajuste esférico.

Los resultados de la pierna izquierda serán análogos a estos, representados en la figura 4.5.

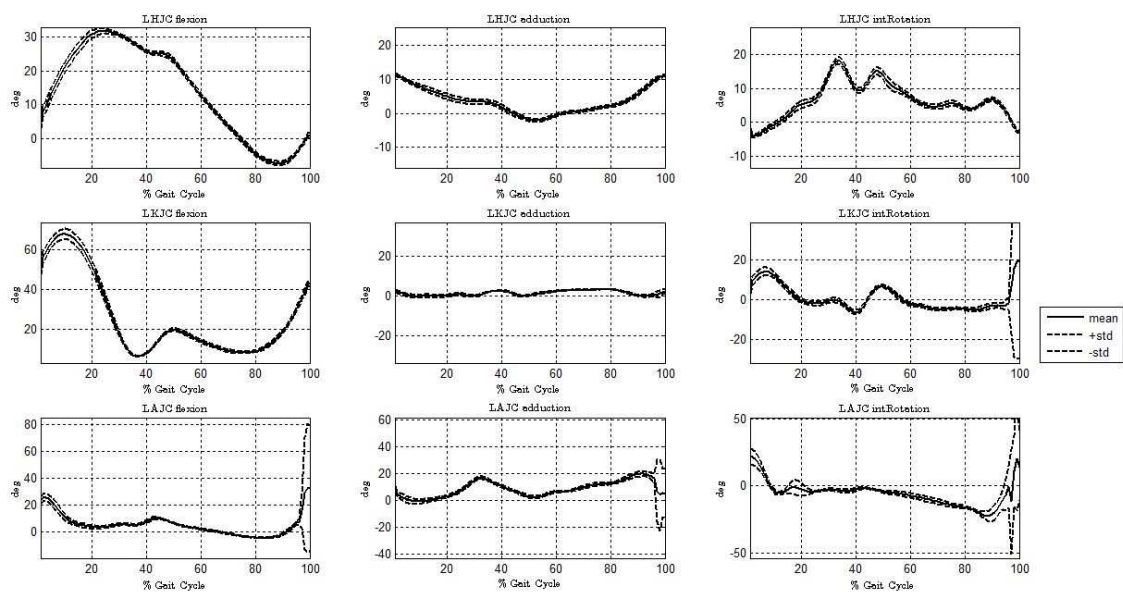


Figura 4.5 Cinemática de las articulaciones de la izquierda con el protocolo PiG.

4.4 Comparación de los resultados

Como se ha podido observar en las imágenes de los resultados de la cinemática mediante la aplicación de los distintos métodos para el cálculo del HJC, las desviaciones con respecto a la media en los ángulos no sufren variaciones significativas para las articulaciones de

la rodilla y el tobillo. Sin embargo, sí se distingue una disminución de la desviación en los ángulos de la cadera cuando se compara el método predictivo PiG con los métodos funcionales (ajuste esférico y SCoRE).

Por otro lado, es conveniente realizar una comparación de la longitud del fémur calculada mediante cada método (tabla 4.1). Se ha de tener en cuenta que la longitud del fémur se ha considerado que es la media de la diferencia de posición entre el HJC y el KJC para todos los instantes de tiempo.

Tabla 4.1 Comparación de las longitudes del fémur.

	Fémur derecho	Fémur izquierdo
PiG	42.9	42.9
Ajuste esférico	47.9	46.9
SCoRE	47.7	45.7

A la vista de los resultados obtenidos, mediante los métodos funcionales los segmentos calculados son de mayores dimensiones. Si se evalúan los métodos funcionales entre sí, se llega a la conclusión de que el método de ajuste esférico realiza una medición más similar para los segmentos de la derecha y de la izquierda, mientras que el método SCoRE proporciona resultados más dispares. Esto puede ser debido a una insuficiencia de datos introducidos para la determinación del HJC de la pierna izquierda ya que, como se expuso con anterioridad, sólo se realizaron dos experimentos para dicha cadera.

Por último, se puede realizar una comparativa de las posiciones del HJC llevada a cabo por cada uno de los dos métodos funcionales en coordenadas locales para la pelvis. Para ello, se debe recordar la posición del sistema de coordenadas de la pelvis, que es el que se muestra en la figura 4.6.

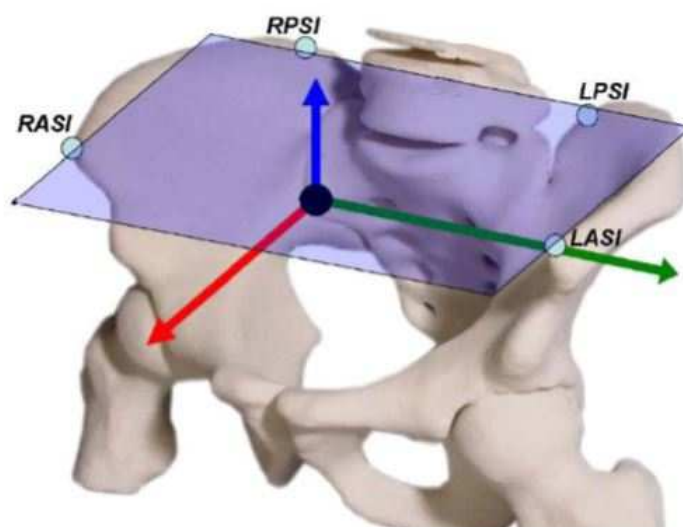


Figura 4.6 Coordenadas locales de la pelvis [27].

Debido a dicha definición, es lógico suponer que las coordenadas de las caderas derecha e izquierda deben tener las mismas coordenadas, o al menos muy similares, para los tres ejes, siendo en el caso del eje Y de signo contrario debido a su definición. Las coordenadas medias calculadas para todos los instantes de tiempo del HJC derecho e izquierdo se muestran en la tabla 4.2.

Tabla 4.2 Comparación de las coordenadas de los HJC obtenidos mediante los métodos funcionales.

	Coordenadas del HJC derecho	Coordenadas del HJC izquierdo
Ajuste esférico	$\begin{pmatrix} -0.0700 \\ -0.0761 \\ -0.0725 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} -0.0636 \\ 0.0856 \\ -0.0759 \end{pmatrix}$
SCoRE	$\begin{pmatrix} -0.0783 \\ -0.0713 \\ -0.0753 \end{pmatrix}$	$\begin{pmatrix} -0.0681 \\ 0.0815 \\ -0.0897 \end{pmatrix}$

Se puede observar que las coordenadas son muy similares.

5 Conclusiones y trabajos futuros

La finalidad de este Trabajo de Fin de Grado era la implementación del método funcional SCoRE para la determinación del centro de rotación de la cadera en el ensayo clínico del análisis de la marcha humana mediante la programación en Matlab del algoritmo para el procesamiento de los datos. Dicho método es el llamado Symmetrical Centre of Rotation Estimation (SCoRE) y sus resultados han sido comparados con dos métodos diferentes.

El primero de ellos es el método actualmente empleado en el laboratorio del Área de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Sevilla, que se trata de un método predictivo llamado PiG. El segundo es el método empleado en un Trabajo de Fin de Master [24] el cual consiste en la aplicación del método de ajuste esférico para la determinación del HJC, siendo éste un método funcional al igual que el que se ha implementado en este TFG.

A la vista de los resultados obtenidos empleando los distintos métodos descritos a lo largo de este documento, es necesario realizar un mayor número de ensayos para poder determinar si el método SCoRE es una aproximación mejor a la que se lleva a cabo con el método de ajuste esférico.

La 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. Esto no se ha llevado a cabo en el presente proyecto debido a la falta de tiempo producida por el gran número de inconvenientes que han ido surgiendo a lo largo de su realización.

Por último, otra línea abierta de desarrollo es la posibilidad de implementar el método SCoRE para la determinación de otras articulaciones como pueden ser la rodilla o el tobillo.

Bibliografía

- [1] M. Ackermann, *Dynamics and energetic of walking with prostheses, phd thesis*, Shaker Verlag, Institute of Engineering and Computational Mechanics, University of Stuttgart, 2007.
- [2] T. P. Andriacchi and E. J. Alexander, *Studies of human locomotion: past, present and future*, Journal of Biomechanics, 33:1217-1224, 2000.
- [3] T. F. Besier, D. L. Sturnieks, J. A. Alderson, and D. G. Lloyd, *Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis*, Journal of Biomechanics, 36:1159-1168, 2003.
- [4] V. Camomilla, A. Cereatti, G. Vannozzi, and A. Cappozzo, *An optimized protocol for hip joint centre determination using the functional method*, Journal of Biomechanics, 39:1096-1106, 2006.
- [5] A. Cappozzo, *Gait analysis methodology*, Human Movement Science, 3:27-50, 1984.
- [6] A. Cereatti, V. Camomilla, and A. Cappozzo, *Estimation of the centre of rotation: a methodological contribution*, Journal of Biomechanics, 37:413–416, 2004.
- [7] R. B. Davis III, S. Öunpuu, D. Tyburski, and J. R. Gage, *A gait analysis data collection and reduction technique*, Human Movement Science, 10:575-587, 1991.
- [8] P. Delonge, *Computer optimization of deschamp's method and error cancellation in reflectometry*, In: Proceedings of the IMEKO-Symposium on Microwave Measurement, Budapest, 1972.
- [9] P. Deuffhard and A. Hohmann, *Numerical analysis in modern scientific computing: An introduction*, Springer, 2003.
- [10] D. W. Eggert, A. Lorusso, and R. B. Fisher, *Estimating 3-d rigid body transformations: a comparison of four major algorithms*, Machine Vision and Applications, 9:272-290, 1997.

- [11] R. M. Ehrig, W. R. Taylor, G. N. Duda, and M. O. Heller, *A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints*, Elsevier, Journal of Biomechanics, 39(15):2798-2809. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.10.002., 2006.
- [12] ———, *A survey of formal methods for determining functional joint axes*, Elsevier, Journal of Biomechanics, 40(10):2150-2157. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.10.026., 2007.
- [13] S. Gamage and J. Lasenby, *New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation*, Journal of Biomechanics, 35(1):87-93, 2002.
- [14] G. Gorton, D. Hebert, and B. Goode, *Assessment of the kinematic variability between twelve shruners motion analysis laboratories*, Gait and posture, 13:247-248, 2001.
- [15] E. S. Grood and W. J. Suntay, *A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee*, Journal of Biomechanical Engineering, 105:136-144, 1983.
- [16] K. Halvorsen, *Model-based methods in motion capture*, Ph. D. Thesis, 2002.
- [17] ———, *Bias compensated least squares estimate of the center of rotation*, Elsevier, Journal of Biomechanics, 36:999-1008, 2003.
- [18] K. Halvorsen, M. Lesser, and A. Lundberg, *A new method for estimating the axis of rotation and the center of rotation*, Elsevier, Journal of Biomechanics, 32:1221-1227, 1999.
- [19] R. S. Hartenberg and J. Denavit, *Kinematic synthesis of linkages*, McGraw-Hill Book Co., New York, 1964.
- [20] S. Holzreiter, *Calculation of the instantaneous centre of rotation for a rigid body*, Journal of Biomechanics, 24:643-647, 1991.
- [21] C. R. Houck, J. A. Joines, and M. G. Kay, *A genetic algorithm for function optimization: a matlab implementation*, NCSU-IE-TR-95-09, 1995.
- [22] I. Kasa, *A circle fitting procedure and its error analysis*, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 25:8-14, 1976.
- [23] Alberto Leardini, Aurelio Cappozzo, Fabio Catani, Soren Toksvig-Larsen, Aldo Petitto, Vincenzo Sforza, Giancarlo Cassanelli, and Sandro Giannini, *Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location*, Journal of biomechanics, 32(1):99-103, 1999.
- [24] Romain Leberre, *Comparison of techniques to analyze human gait kinematics using a 3d full-body model*, Ph.D. thesis, University of Seville, 2011.

- [25] J. L. Lewis and W. D. Lew, *A note on the description of articulating joint motion*, Journal of Biomechanics, 10:675-678, 1977.
- [26] F. Marin, H. Mannel, L. Claes, and L. Dürselen, *Accurate determination of a joint centre center based on the minimal amplitude point method*, Computer Aided Surgery, 8:30–34, 2003.
- [27] Joaquín Ojeda Granja, *Application of multibody system techniques to human locomotor system*, Ph.D. thesis, University of Seville, 2012.
- [28] S. J. Piazza, A. Erdemir, N. Okita, and P. R. Cavanagh, *Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion*, Journal of Biomechanics, 37:349–356, 2004.
- [29] V. R. Pratt, *Direct least-squares fitting of algebraic surfaces*, Computer Graphics, 21:145–152, 1987.
- [30] F. Reuleaux, *Theoretische kinematik*, Braunschweig, 1875.
- [31] M. H. Schwartz and A. Rozumalski, *A new method for estimating joint parameters from motion data*, Journal of biomechanics, 38:107-116, 2005.
- [32] I. Söderkvist and P. A. Wedin, *Determining the movements of the skeleton using well-configured markers*, Journal of Biomechanics, 26:1473-1477, 1993.
- [33] C. M. Shakarji, *Least-squares fitting algorithms of the nist algorithm testing system*, Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology, 103: 633-641, 1998.
- [34] M. Silva and J. Ambrosio, *Kinematic data consistency in the inverse dynamic analysis of biomechanical systems*, Multibody System Dynamics, 8:219-239, 2002.
- [35] R. A. Siston and S. L. Delp, *Evaluation of a new algorithm to determine the hip joint center*, Journal of Biomechanics, in press, 2005.
- [36] K. Soudan and R. Van Audekercke, *Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. example: The knee joint*, Journal of Biomechanics, 12(1):27-33, 1979.
- [37] M. Stokdijk, C. G. Meskers, H. E. Veeger, Y. A. de Boer, and P. M. Rozing, *Determination of the optimal elbow axis for evaluation of placement of prostheses*, Clinical Biomechanics (Bristol, Avon), 14:177-184, 1999.
- [38] P. J. van Laarhoven and E. H. Aarts, *Simulated annealing: Theory and applications*, Springer, Berlin, 1987.

- [39] A. Villarroya, A. Alonso, M. A. Franco, N. Ramírez-Escudero, I. García, and B. Calvo, *Sensibilidad a la colocación de los marcadores en el modelo convencional de análisis cinemático de la marcha*, *Biomecánica*, 15(1):42-48, 2007.
- [40] H. J. Woltring, *Data processing and error analysis: Model and measurement error influences in data processing*, Berlec Corporation, Washington, 1990.
- [41] H. J. Woltring, R. Huiskes, A. de Lange, and F. E. Veldpaus, *Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics*, *Journal of Biomechanics*, 18:379-389, 1985.