



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Grado

Biomecánica del Balance Espino-pélvico y Prótesis Total de Cadera: Puesta al Día

Spinopelvic Biomechanics and Total Hip Arthroplasty:
Knowledge Update

Autor

José Ángel Labrador Odina

Director

Dr. Jesús Javier Mateo Agudo

Grado en Medicina

Curso 2024-2025



Facultad de Medicina
Universidad Zaragoza

Índice

Resumen	2
Objetivo	4
Material y Métodos	4
<input type="checkbox"/> CRITERIOS DE INCLUSIÓN	4
Palabras Clave	5
Listado de Abreviaturas	5
Introducción.....	6
Anatomía de la Relación Columna-Pelvis-Cadera	7
<input type="checkbox"/> DEFINICIONES	7
<input type="checkbox"/> MOVILIDAD ESPINO-PÉLVICA NORMAL	9
<input type="checkbox"/> MOVILIDAD ESPINO-PÉLVICA ANORMAL.....	10
<input type="checkbox"/> DIAGNÓSTICO Y PRUEBAS DE IMAGEN.....	13
La Fusión Lumbar y sus Consecuencias	16
<input type="checkbox"/> INFLUENCIA DE LA FUSIÓN LUMBAR EN LAS COMPLICACIONES	17
<input type="checkbox"/> SECUENCIA ÓPTIMA DE LAS INTERVENCIONES	18
La Prótesis Total de Cadera y las Zonas Seguras	21
<input type="checkbox"/> CÁLCULO DE LA ZONA SEGURA.....	22
<input type="checkbox"/> COLOCACIÓN DEL COMPONENTE ACETABULAR	25
<input type="checkbox"/> NAVEGACIÓN INTRAOPERATORIA	27
Alternativas Terapéuticas.....	28
<input type="checkbox"/> PRÓTESIS DE DOBLE MOVILIDAD	28
<input type="checkbox"/> CABEZAS FEMORALES DE GRAN DIÁMETRO	30
<input type="checkbox"/> SISTEMAS DE NAVEGACIÓN BASADOS EN TC Y ROBOTS QUIRÚRGICOS	32
<input type="checkbox"/> ABORDAJE ANTERIOR DIRECTO	34
Conclusiones.....	36
Bibliografía	38

Resumen

La cadera, la pelvis y la columna vertebral están relacionadas de manera muy estrecha a nivel biomecánico, formando una cadena de movimiento que realmente actúa como una unidad, por lo que los cambios que se producen en cualquiera de estas estructuras tienen un impacto significativo en las demás. Las alteraciones patológicas en la movilidad de la columna lumbar tienen como consecuencia una adaptación compensatoria por parte de la movilidad pélvica que, a su vez, influye de manera negativa en la cadera, generando patología en el largo plazo.

Las alteraciones en la movilidad espino-pélvica tienen una gran importancia en el resultado de la prótesis total de cadera, por ello es fundamental un estudio intensivo de estas características en el periodo preoperatorio. Se han propuesto diferentes clasificaciones que describen las adaptaciones a realizar en la planificación preoperatoria para minimizar el riesgo de complicaciones postoperatorias en pacientes con estas alteraciones.

Los pacientes con rigidez espinal o fusión lumbar previa a la PTC tienen un mayor riesgo de luxación protésica de cadera, siendo la rigidez lumbar un factor de riesgo independiente para las complicaciones postoperatorias de la PTC. En los casos en los que un mismo paciente presente patología de cadera y espinal concomitante, es preferible la realización de la PTC en primer lugar y la fusión espinal posteriormente, minimizando así el riesgo de complicaciones.

Los parámetros quirúrgicos fundamentales para un resultado satisfactorio en la PTC son la anteversión y la inclinación del componente acetabular protésico. Aunque definida clásicamente como referencia en la intervención, la colocación del componente acetabular dentro de la zona segura de Lewinnek no evita la luxación protésica en los pacientes con síndrome columna-cadera.

Las prótesis de doble movilidad y las cabezas femorales protésicas de gran diámetro son las alternativas terapéuticas preferidas actualmente en el abordaje de estos pacientes, habiendo demostrado disminuir la tasa de complicaciones postoperatorias y aumentar la estabilidad de la prótesis frente a los pares de fricción convencionales. Además, se están desarrollando otras herramientas, como los robots de asistencia quirúrgica, que han demostrado resultados prometedores, aunque se necesita más tiempo y evidencia científica para implementarlos de manera generalizada.

The hip, the pelvis and the spine are closely related at a biomechanical level, forming a kinetic chain that acts as a single functional unit. As a result, changes in any of these structures have a significant impact on the others. Pathological alterations in the lumbar spine mobility are compensated by the pelvic mobility which, in turn, negatively affects the hip, leading to pathology on the long term.

Hip-spine motion abnormalities are really important in the result of a total hip arthroplasty, which is the reason why an extensive study of these characteristics in the preoperative period is fundamental. Different classifications have been proposed to characterise the adaptations that should be planned in order to minimize the risk of postoperative complications in patients with these alterations.

Patients with stiff spines or previous lumbar fusion are at an increased risk of hip dislocation following total hip arthroplasty, with spine stiffness being an independent risk factor for postoperative complications. In the cases in which a patient presents concomitant hip and spine pathology, it is preferred to do the total hip arthroplasty first, followed by the lumbar fusion, minimizing the risk of complications.

The key parameters for a satisfactory result in a total hip arthroplasty are the acetabular cup anteversion and inclination. Even though it has been classically defined as the reference during the intervention, the placement of the acetabular component inside the Lewinnek safe zone doesn't prevent the postoperative hip dislocation in patients with hip-spine syndrome.

Dual mobility implants and large diameter head implants are the preferred therapeutic alternatives nowadays in the approach of these patients, as they have been proven to reduce the number of postoperative complications and improve joint stability in comparison to conventional implants. Moreover, there are other tools in development, like surgical robots, which have shown promising results; however, more time and scientific evidence are needed in order to implement them at a large scale.

Objetivo

Realizar una revisión bibliográfica de la literatura más relevante publicada en los últimos años acerca de la relación biomecánica de la cadera, la pelvis y la columna vertebral; sobre cómo influye esta relación en la prótesis total de cadera; y sobre los parámetros, técnicas diagnósticas y alternativas terapéuticas principales relacionadas con esta intervención.

Material y Métodos

La búsqueda de información se ha realizado en las principales bases de datos de publicaciones científicas: PubMed, ScienceDirect y Scielo. Se han usado los siguientes términos MeSH para acotar la búsqueda:

- “Arthroplasty, Replacement, Hip”
- “Spinal Fusion”
- “Spine”
- “Pelvis”

Para ampliar los resultados y realizar una búsqueda más completa, además de los términos MeSH, se han utilizado las siguientes fórmulas:

- “Total hip arthroplasty” AND Spinopelvic
- “Total hip arthroplasty” AND Spine fusion
- “Total hip arthroplasty” AND Spinopelvic AND “safe zone”
- “Total hip arthroplasty” AND Lewinnek
- “Total hip arthroplasty” AND Spinopelvic AND “dual mobility implants”
- “Total hip arthroplasty” AND large diameter head
- “Total hip arthroplasty” AND Spinopelvic AND robotic

• Criterios de Inclusión

Para delimitar la búsqueda y obtener información de la mayor calidad posible se definieron las siguientes condiciones:

- Artículos publicados en los últimos 10 años, para asegurar que la evidencia es la más reciente y actualizada
- Artículos en inglés y español
- Artículos en formato “Open Access” para poder realizar una lectura completa de cada estudio y así tener en cuenta factores importantes como la metodología, limitaciones...
- Preferencia por artículos con mayor nivel de evidencia: revisiones sistemáticas, metaanálisis, estudios de cohortes...

También se han incluido artículos considerados literatura clásica acerca del tema para ayudar a definir algunos términos.

Palabras Clave

Prótesis total de cadera; movilidad espino-pélvica; luxación protésica; fusión espinal; orientación acetabular; prótesis de doble movilidad.

Listado de Abreviaturas

PTC: Prótesis Total de Cadera

InP: Inclinación Pélvica

PS: Pendiente Sacra

IP: Incidencia Pélvica

LL: Lordosis Lumbar

ESV: Eje Sagital Vertical

PAS: Pendiente Acetabular Sagital

ASA: Ángulo Sacro-Acetabular

PPA: Plano Pélvico Anterior

TC: Tomografía Computarizada

IA: Inclinación Anatómica

IO: Inclinación Operatoria

IR: Inclinación Radiográfica

AA: Anteversión Anatómica

AO: Anteversión Operatoria

AR: Anteversión Radiográfica

Introducción

La prótesis total de cadera (PTC) es una de las intervenciones quirúrgicas más costo-efectivas que existen, habiendo sido calificada como la operación del siglo. El objetivo de la PTC es lograr una sustitución funcional lo más cercana posible a la articulación nativa, restaurando la movilidad y la calidad de vida del paciente. Lograr estos objetivos es absolutamente fundamental para conseguir un resultado satisfactorio. El avance en las técnicas, materiales y herramientas quirúrgicas ha permitido mejorar la durabilidad de los implantes y lograr estos objetivos funcionales, consiguiendo una gran satisfacción y calidad de vida en los pacientes.

El envejecimiento generalizado de la población ha provocado un aumento de la prevalencia de las patologías de la articulación de la cadera y, por tanto, el número de pacientes a los que se les realiza una PTC cada año. Además, la prolongación de la vida ha provocado que haya pacientes que presentan múltiples patologías que pueden afectar a la funcionalidad de las prótesis, aumentando el riesgo de complicaciones tanto postoperatorias como a medio y largo plazo.

Los dos mayores complicaciones asociadas con la PTC son las luxaciones y la consecuente inestabilidad protésica. La inestabilidad se define como la pérdida temporal de contacto entre los componentes protésicos, con consecuencias más o menos severas pero generalmente benignas; la dislocación es la pérdida total y brusca de articulación entre los componentes de la prótesis (1). A pesar de los avances tecnológicos y las mejoras en técnicas quirúrgicas, materiales protésicos y manejo perioperatorio, la inestabilidad sigue siendo una de las principales causas de revisión quirúrgica tras la intervención, afectando de manera importante a la calidad de vida del paciente (2).

Estas complicaciones tienen consecuencias devastadoras para el paciente. Desde hace mucho tiempo se ha investigado la luxación protésica y sus posibles causas, sin embargo, recientemente la relación entre la cadera y el raquis ha captado la atención de la investigación como una posible causa de esta complicación. La columna, la pelvis y la cadera forman una cadena de movimiento interconectada en la que las alteraciones en uno de los eslabones tienen consecuencias en la funcionalidad de los otros.

El aumento de la incidencia de patología espinal y de la cadera de manera concomitante ha provocado que entender y caracterizar correctamente la relación entre ambas estructuras, los riesgos que supone la alteración patológica de esta interacción, cómo afecta a los resultados tras los tratamientos quirúrgicos y el cómo se pueden mitigar los riesgos postoperatorios sea un campo realmente popular de estudio e investigación en el presente y el futuro cercano.

Anatomía de la Relación Columna-Pelvis-Cadera

En los últimos años, cada vez son más numerosos los estudios demostrando la importancia de la relación entre la cadera y la columna en el resultado de la PTC, sugiriendo la información más reciente que una relación patológica entre ambas podría ser la explicación detrás de algunos casos de luxación protésica sin causa conocida (3). La interacción entre la cadera, la pelvis y la columna vertebral varía con la patología, la posición corporal y la intervención quirúrgica, así pues, en los pacientes que tienen una limitación de la movilidad espinal, esta se ve compensada mediante cambios en la posición de la pelvis para mantener el equilibrio en el plano sagital (4).

El impacto es tal, que se ha observado en los pacientes con patología espinal tratada mediante fusión vertebral previa a la prótesis total de cadera un riesgo de luxación protésica significativamente mayor que los pacientes sin afectación vertebral: 8%-18% vs 2%-4% (4). Este aumento de riesgo es directamente proporcional al número de niveles vertebrales fusionados y si la fusión se extiende al sacro o la pelvis (5).

• Definiciones

Uno de los retos encontrados en el estudio de la relación cadera-pelvis-columna es el uso de terminología no estandarizada, empeorado por el uso de los mismos términos pero con distintas definiciones por parte de los autores (4,5).

Por ello, definimos a continuación una serie de parámetros calculados sobre radiografía lateral espino pélvica (Fig 1):

- **Inclinación Pélvica (InP)**: ángulo formado por la unión en la cabeza femoral de la línea vertical y la línea que une la cabeza femoral con el punto medio del platillo vertebral superior de S1. La inclinación pélvica varía con la posición de la pelvis, aumentando el ángulo a mayor retroversión pélvica y disminuyendo con su anteversión (6). Su valor normal se encuentra en $13^{\circ} \pm 6^{\circ}$ (7). (Fig 1C)
- **Pendiente Sacra (PS)**: ángulo formado por una línea horizontal y una línea paralela a la pendiente del platillo vertebral superior de S1. Su valor aumenta directamente proporcional a la lordosis lumbar, provocando valores excesivos fuerzas de cizallamiento en la región lumbosacra que generan inestabilidad, pudiendo llegar a provocar una dislocación anterior vertebral (6). Su rango de valores normales se encuentra en $40^{\circ} \pm 10^{\circ}$ en bipedestación y en $20^{\circ} \pm 9^{\circ}$ en sedestación (3). (Fig 1B)
- **Incidencia Pélvica (IP)**: ángulo formado por la unión en el punto medio del platillo vertebral superior de la vertebra S1 de una línea perpendicular a la pendiente del platillo vertebral superior de S1, naciendo de su punto medio, y una línea que une ese punto con el centro de la cabeza femoral (6). Sus valores normales según Lazennec son 56° - 58° y según Dorr $53^{\circ} \pm 11^{\circ}$ (3). Su importancia como parámetro radica en que se considerarse la suma de la Pendiente Sacra y la Inclinación

Pélvica, manteniéndose constante independientemente de la posición pélvica (si una aumenta, la otra disminuye y viceversa). Una IP alta está asociada con mayor lordosis lumbar y, por tanto, mayor adaptabilidad a los desequilibrios en el plano sagital (6). (Fig 1A)

- Parámetros espinales: los más relevantes para el impacto sobre la movilidad espino-pélvica y sus mecanismos compensatorios son la lordosis lumbar y la cifosis torácica. La lordosis lumbar (LL) es el ángulo formado por las líneas paralelas a la pendiente del platillo vertebral superior de los niveles S1 y L1, con sus valores normales siendo de $41^\circ \pm 11^\circ$ en hombres y $46^\circ \pm 11^\circ$ en mujeres (6). La lordosis lumbar en bipedestación es uno de los requisitos fundamentales para el alineamiento vertical de la columna, ya que compensa la inclinación del sacro, previniendo la desviación ventral del perfil sagital (8).
- Eje Sagital Vertical (ESV): su utilidad es comprobar el equilibrio del torso respecto a la pelvis. Es la distancia entre el ángulo posterosuperior de S1 y una línea perpendicular al plano horizontal que nace del centro de la vértebra C7 (1,8). Se considera fisiológico cuando su valor es de unos 5cm, siendo entre 5cm y 15cm un desequilibrio parcialmente compensado y valores mayores a 15cm correspondientes con un desequilibrio descompensado (1). Se ha demostrado que con la edad el ESV tiende a aumentar debido al aumento de la cifosis torácica y a la disminución de la lordosis lumbar (8). (Fig 1F)
- Pendiente Acetabular Sagital (PAS): ángulo formado por el plano horizontal y una línea que conecta los límites anterior y posterior del acetábulo (8). Sus valores normales son de $35^\circ \pm 10^\circ$ en bipedestación y de $52^\circ \pm 11^\circ$ en sedestación (3). (Fig 1D)
- Ángulo Sacro-Acetabular (ASA): ángulo formado por la línea paralela a la pendiente del platillo vertebral superior de S1 y la línea que atraviesa las “paredes” anterior y posterior del acetábulo. Al igual que la incidencia pélvica, su valor es constante, sin cambios en función de la postura corporal. Se puede calcular mediante la fórmula $ASA = PS + PSA$ (8). Su valor normal se encuentra en $75^\circ \pm 15^\circ$ (3). (Fig 1D)
- Plano Pélvico Anterior (PPA): plano formado por las espinas ilíacas anterosuperiores y la sínfisis del pubis. En un equilibrio espinal neutro debería corresponderse con el Plano Pélvico Funcional, que es perpendicular al plano horizontal (1). (Fig 1E)

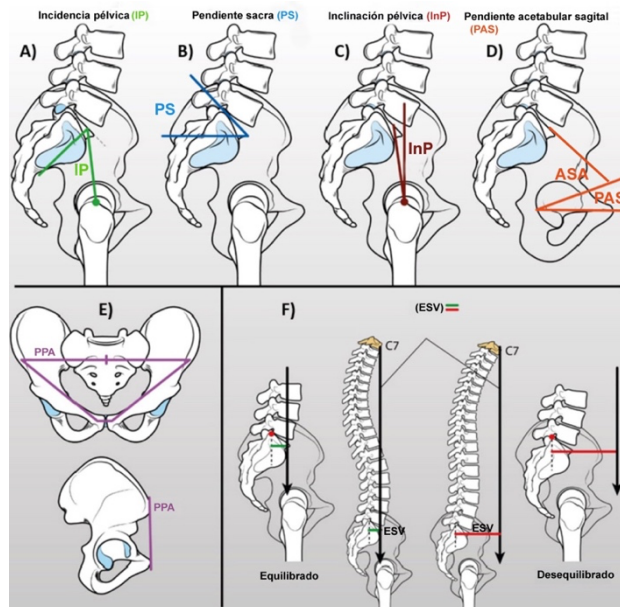


Figura 1. Parámetros radiológicos espino-pélvicos (1)

• Movilidad Espino-pélvica Normal

La postura normal en bipedestación se define por la anteversión de la pelvis, la lordosis lumbar y la extensión de la cadera, manteniéndose el equilibrio en el plano sagital al estar dispuesto el tórax sobre la pelvis y el acetábulo sobre la cabeza femoral (6). Al pasar a posición sentada (Fig 2), el coxis se desplaza en dirección anteroinferior, y la pelvis rota en sentido posterior, lo que supone un aumento de la InP y, por tanto, una disminución de la PS de unos 20° de media como compensación. Al mismo tiempo, aumenta la PAS los mismos 20° evitando el choque del fémur con el reborde acetabular al flexionar la cadera durante la sedestación (3).

La relevancia clínica de esta relación radica en las consecuencias sobre la articulación coxo-femoral en los casos donde se ven modificadas estas compensaciones. Si existe un defecto de movilidad a nivel espinal, ya sea causado por patología degenerativa o por una intervención quirúrgica (especialmente relevante la fusión vertebral), y la PS no disminuye los 20° necesarios para la acomodación del fémur, la cadera debe sobrecompensar con un cambio mayor. Esta situación puede favorecer la luxación en prótesis totales de cadera que en teoría se habían realizado correctamente y se encontraban dentro de la “zona segura” de Lewinnek (3).

A pesar de estas generalidades, es necesario recalcar que existe una variabilidad significativa en estos parámetros, tanto a nivel estático como dinámico, en pacientes sanos sin patología espinal o coxo-femoral. Estos parámetros pueden variar en función de la edad, el sexo, la raza, las variaciones anatómicas interpersonales y, obviamente, con la patología. Por ello cada vez se aboga más por un abordaje quirúrgico individualizado con el objetivo de conseguir resultados satisfactorios para cada paciente (5).

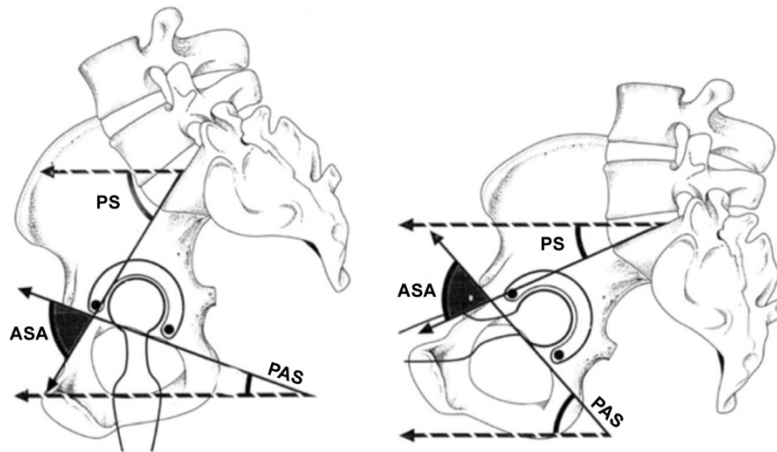


Figura 2: Parámetros radiográficos en bipedestación y sedestación. PS= Pendiente Sacra, ASA= Ángulo Sacro-Acetabular, PAS= Pendiente Acetabular Sagital (3)

• Movilidad Espino-pélvica Anormal

Los cambios en la movilidad normal no solo suponen un factor de riesgo para las complicaciones postquirúrgicas, sino que también provocan un desgaste de los elementos que forman parte de este eje, por ejemplo promoviendo el desarrollo de artrosis de la cadera (7).

Una de las consecuencias más importantes de la alteración de la movilidad espino-pélvica es la pérdida de estabilidad en el plano sagital, quedando la línea central torácica por delante del centro de rotación de la cadera. Esta alteración produce un aumento significativo de la carga sobre la articulación. Un estudio demostró un aumento del 75,2% de la carga en el grupo con una media de 99.3mm de ESV frente al grupo control con una media de 20.1mm. Además, la inclinación posterior de la pelvis causada por el envejecimiento (y otros factores) implica una disminución de la cobertura de la cabeza femoral por parte del acetábulo (Fig 3), aumentando aún más la carga que soporta la articulación al ser la superficie de contacto entre los componentes menor (7).

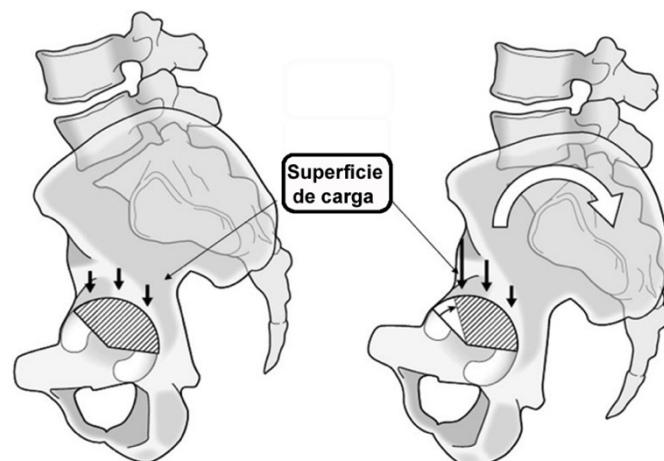


Figura 3: Retroversión pélvica y disminución de la cobertura acetabular (7)

La principal clasificación que se utiliza para diferenciar a los pacientes según su alteración en la movilidad espino-pélvica es en hipermóviles o rígidos:

- La hipermovilidad se define como una variación mayor de 30° en la Pendiente Sacra entre la sedestación y la bipedestación. No siempre es patológica, puede ser una variante de la normalidad, especialmente en mujeres jóvenes. La hipermovilidad podría reducir el riesgo de pinzamiento articular en la cadera ya que la articulación tiene que realizar menor movimiento al ser este compensado por la pelvis y la columna. Sin embargo, si este exceso de movilidad está producido por una cifosis lumbar, se considera un desequilibrio espino-pélvico. Este tipo de cifosis está causado por 3 condiciones: una flexión de la cadera limitada a 50°, teniendo que ser compensada por la pelvis, aumentando su inclinación posterior en sedestación; un IMC >40kg/m², que aumenta la Inclinación Pélvica posteriormente; la tercera causa serían los problemas neurológicos y musculares (3,6,9).
- La rigidez espino-pélvica se define como una variación menor o igual a 10° en la PS en el cambio de posición entre sentado y de pie. La rigidez está casi siempre relacionada con patología degenerativa de los discos intervertebrales o con cirugía de fusión lumbar previa. En un estudio realizado en 160 personas, el 30% de los menores de 60 años tenían datos de rigidez espinal en la radiografía, afectando esto al 55% de los mayores de 60 años (9). Es importante remarcar que los cambios degenerativos espinales coexisten normalmente con la artrosis de cadera, con un 40% de los pacientes a los que se realizó una PTC por artrosis de cadera teniendo también patología degenerativa de la columna lumbar (6). Se han descrito diferentes subtipos de rigidez, definidos por Stefl et al (9,10):
 - Inclinación Anterior Fija: también llamada “stuck standing” (atascada en posición de pie). Se define como una PS >30° en sedestación (3,9), lo que supone una lordosis lumbar mayor debido a que la pelvis se encuentra fija en inclinación anterior, teniendo que realizarse una mayor flexión de la articulación coxofemoral para compensar el déficit de movilidad, aumentando el riesgo de pinzamiento anterior y dislocación posterior de la cadera (2,9).
 - Inclinación Posterior Fija: también llamada “stuck sitting” (atascada en posición sentada). Se define como una PS >30° en bipedestación (3,9), lo que supone una menor lordosis lumbar debido a que la pelvis se encuentra fija en inclinación posterior, compensándose el déficit mediante una hiperextensión de la cadera en bipedestación, aumentando así el riesgo de pinzamiento posterior y dislocación anterior de la cadera (2,9).
 - Inclinación Anterior Fija Cifótica: variante de la “Inclinación Anterior Fija” en la cual la PS en sedestación es menor de 5° (2).

- Rígida Fusionada: aquellos casos en los que la variación en la PS entre la posición sentada y de pie sea menor a 5°. Se consideran columnas fusionadas quirúrgica o biológicamente (3).

Esta clasificación desarrollada por Stefl et al (10) define todos los arquetipos espino-pélvicos de movimiento posibles (1), siendo el mayor punto débil de esta clasificación no tener en cuenta el equilibrio sagital (2). Existen otras clasificaciones con enfoques diferentes. Todas ellas tienen distintas limitaciones al centrarse en aspectos diferentes, por lo que todas son de utilidad:

- La Clasificación de la relación Columna-cadera de Burdeos revisada, desarrollada por Rivière et al (11), se centra como su nombre indica en la relación entre la columna y la cadera para crear 4 categorías según la limitación de movimiento y el equilibrio espinal (A, B, C, D), teniendo otra categoría para las columnas fusionadas (F). Permite la estratificación del riesgo de pinzamiento y dislocación de la articulación tras una PTC en 3 categorías: muy bajo a bajo riesgo (A), moderado a alto riesgo (B, C) y muy alto riesgo (D, F). Su principal limitación es que tiene no indicaciones quirúrgicas para los diferentes subtipos (1).
- La clasificación de Phan et al. (12) se basa en la diferencia (IP - Lordosis Lumbar) y la InP como indicador del equilibrio espinal sagital, dividiendo a los pacientes en 4 categorías según dos parámetros: flexible/rígido y equilibrado/desequilibrado. Incluye una guía de enfoque terapéutico para cada tipo de paciente (1). El principal problema de esta clasificación es que no tiene categorías para los arquetipos “Inclinación Anterior Fija” y “Inclinación Posterior Fija” (2).
- La Clasificación Columna-Cadera simplificada para candidatos a PTC de Luthringer y Vigdorichik (13) incorpora como parámetros la diferencia (IP- Lordosis Lumbar) y la PS, clasificando a los pacientes según tengan la columna alineada o espalda plana y según si tienen movilidad espinal normal o columnas rígidas, dando 4 categorías (1). Le falta la clasificación de columnas cifóticas e hipermóviles (2).

Estas clasificaciones pueden ser útiles a la hora de categorizar a los pacientes, sin embargo el grado de rigidez espinal y el equilibrio sagital deben ser estudiados de manera individualizada. También se debe tener en cuenta que conforme los pacientes envejecen o si se someten una intervención quirúrgica pueden cambiar a una categoría diferente (4). Conforme nuestra comprensión de la patología y la relación columna-pelvis-cadera mejora es muy probable que se creen nuevas clasificaciones que tengan en cuenta tanto la movilidad preoperatoria como los cambios que se darán tras la PTC, mejorando así nuestra capacidad de clasificar a los pacientes de manera más adecuada (5).

Clasificación	Parámetros	Categorías	Limitaciones
Stefl et al.	Movilidad espino-pélvica	Hipermóviles Inclinación Anterior Fija Inclinación Posterior Fija Inclinación Anterior Fija cifótica Rígida fusionada	No tiene en cuenta el equilibrio sagital
Rivière et al.	Relación columna-cadera	Muy bajo/Bajo riesgo (A) Moderado/Alto riesgo (B y C) Muy alto riesgo (D y F)	No aporta recomendaciones quirúrgicas
Phan et al.	(IP – LL) e InP	Flexible o Rígido Equilibrado o Desequilibrado	No tiene categoría para: “Inclinación Anterior Fija” ni “Inclinación Posterior Fija”
Luthringer y Vigdorichik	(IP – LL) y PS	Columna alineada o Espalda plana Movilidad espinal normal o rigidez	No tiene categorías para: Columna cifótica ni hipermóvil

Tabla 1: Clasificaciones propuestas para los pacientes en función de sus características espinales y pélvicas

• Diagnóstico y Pruebas de Imagen

La evaluación preoperatoria de los pacientes debe tener en cuenta diferentes aspectos para ser realmente completa; se deberá realizar una historia clínica completa junto con la exploración física pertinente, sumado a la obtención de las imágenes radiológicas necesarias para poder planificar la intervención según las características de cada paciente.

Los datos más relevantes de la historia del paciente serán los antecedentes quirúrgicos (principalmente si se le ha realizado alguna operación de columna previamente, ya sea artrodesis u otro tipo de intervención), la presencia de dolor de espalda, síntomas neurológicos producidos por patología espinal, antecedentes de artropatías de carácter inflamatorio o mecánico y antecedentes de traumatismos que afectasen a la pelvis o la columna (incluidas posibles espondilolistesis) (5).

La exploración física debería incluir un examen detallado de la pelvis, comprobando posibles diferencias reales o aparentes en la longitud de ambas piernas, la presencia

de contracturas musculares y la simetría en la rotación de la cadera. Un análisis de la marcha también nos aportará información relevante sobre las características en el plano sagital. También se debería valorar la columna vertebral para determinar su impacto en la cadera; por ejemplo, la escoliosis contribuye a la aparición de asimetría en la rotación de la cadera y a aumentar la diferencia de longitud entre las piernas, mientras que la cifosis suele provocar una rectificación a nivel lumbar (con las adaptaciones que esto provoca en la cadera) (5).

La obtención de las imágenes radiológicas se puede realizar mediante varias radiografías convencionales o usando el sistema EOS. El sistema EOS es un tipo de radiografía biplanar que, mediante la obtención de forma simultánea de radiografías en dos dimensiones en los planos anteroposterior y lateral, forma una imagen tridimensional, generando bajas cantidades de radiación. Varios estudios han determinado que las diferencias en la obtención de los parámetros pélvicos a partir las radiografías convencionales y el sistema EOS son mínimas, por lo que ambos podrían ser utilizados (3). Para el estudio de la relación entre columna y cadera se deben tomar varias imágenes en diferentes posiciones para examinar correctamente la posición de los distintos componentes en todo el rango de movimiento de la articulación; de manera rutinaria se realizan 4 radiografías: anteroposterior de la pelvis en posición supina y en bipedestación y lateral espino-pélvica en bipedestación y en flexión completa (normalmente se obtiene con el paciente sentado en una silla) (5).

- AP pélvica en supino y bipedestación: ha sido tradicionalmente el gold standard en la planificación preoperatoria. Los cambios entre las dos posiciones nos permiten examinar posibles cambios aberrantes en la InP; la posición craneocaudal de cada hemipelvis permite identificar la posible presencia de escoliosis, contracturas musculares (de los abductores o aductores) o diferencias entre la longitud de ambas piernas (que posteriormente deberá investigarse si su origen está a nivel espinal o en la propia extremidad); y la rotación de la pelvis mediante los forámenes obturadores y las palas ilíacas (5). Es importante realizar la radiografía en ambas posturas ya que pacientes que se encuentren dentro de la zona segura en decúbito podrían no estarlo en bipedestación (14,15)

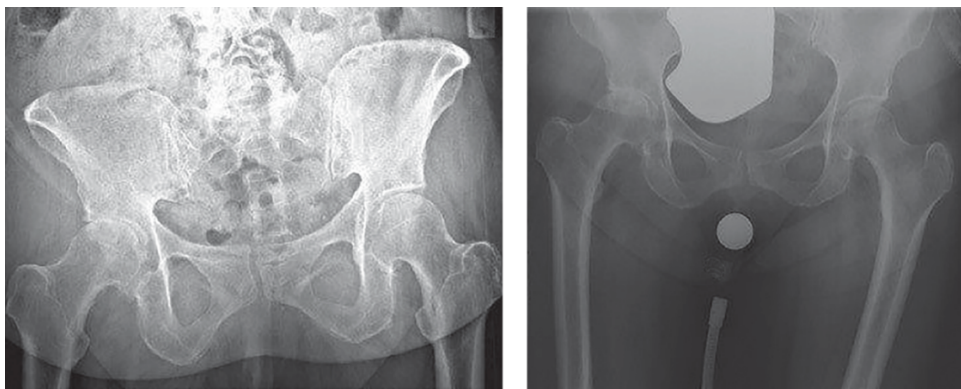


Figura 4: Radiografía AP de pelvis en bipedestación y supino (16)

- Lateral espino-pélvica en bipedestación: tiene que incluir desde la primera vertebra lumbar hasta la parte proximal de la diáfisis femoral. Esta radiografía nos permite estudiar el estado de la columna lumbar (presencia de artrodesis, patología de los discos intervertebrales, espondilolistesis...) y el cálculo de diversos parámetros fundamentales para la planificación de la cirugía como la Pendiente Sacra, la Lordosis Lumbar y la Inclinación Pélvica entre otros (5).
- Lateral espino-pélvica en flexión completa de cadera: esta proyección nos permite estudiar el riesgo de pinzamiento anterior de la cadera y de sobrecarga e inestabilidad en la zona posterior de la articulación (que es la dirección más frecuentemente afectada tras una PTC). Esta posición nos permite comprobar si existe rigidez lumbar. La posición en flexión completa de la cadera tiene mayor sensibilidad, especificidad y valores predictivos tanto positivo como negativo que la radiografía lateral en sedestación normal (5).

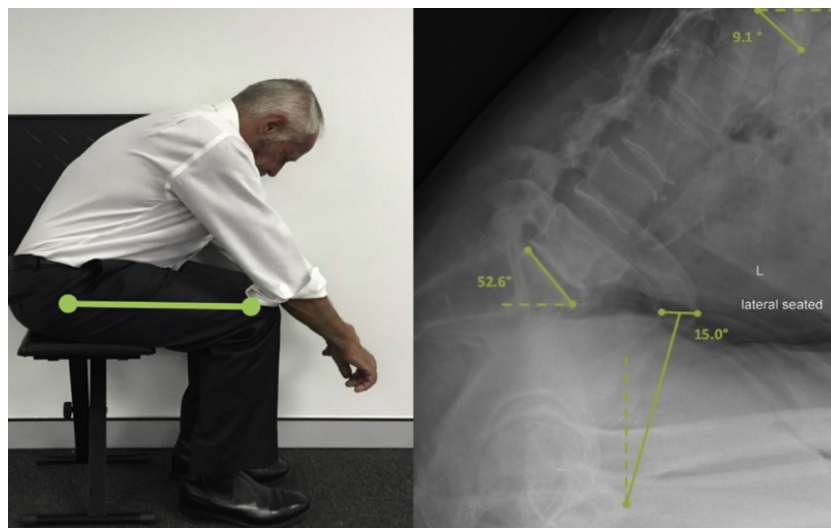


Figura 5: Paciente en postura de flexión completa de cadera y su radiografía (13)

La Fusión Lumbar y sus Consecuencias

Conforme la población envejece, la prevalencia de las patologías degenerativas de la columna vertebral y de la articulación de la cadera aumenta, estimándose que entre un 19% y un 47% de los adultos mayores de 60 años sufrirán de estenosis espinal (17). Debido a la alta prevalencia de estas patologías y a sus mecanismos etiológicos relacionados, es muy frecuente la existencia de pacientes que presenten ambas, lo que unido a que comparten sintomatología genera una situación muy compleja de abordar. Esta presencia simultánea de ambas patologías se ha definido como el síndrome columna-cadera (18), observándose una tendencia al alza de pacientes intervenidos de ambas patologías (19).

Los pacientes que sufren de patología degenerativa y estenosis lumbar espinal severa son tratados mediante cirugía descompresiva, como laminectomías o foraminotomías, que normalmente necesita la fusión espinal de varios niveles vertebrales para evitar la inestabilidad iatrogénica provocada por la retirada de estructuras estabilizadoras. Los pacientes sin estenosis pero con espondilolistesis o cambios degenerativos severos vertebrales también son candidatos a la cirugía de fusión lumbar (18). La PTC es la intervención de elección para los pacientes que sufren degeneración de la articulación de la cadera, mejorando de manera notable la funcionalidad, disminuyendo el dolor y suponiendo una mejora significativa en la calidad de vida de los pacientes (20).

A pesar de que ambas intervenciones son tratamientos altamente efectivos, en los pacientes que presentan ambas patologías puede ser realmente difícil identificar cuál de las dos es más sintomática y cuál debe ser intervenida primero (18).

Se ha demostrado sin embargo, que los pacientes a los que se les realiza una PTC y que habían sido intervenidos previamente con una fusión lumbar tienen mayor riesgo de dislocación y revisión quirúrgica de la PTC que aquellos que no se habían sometido a una cirugía espinal, aumentando el riesgo de manera proporcional al número de niveles fusionados (4,5,20).

Este aumento del riesgo se debe a que, al igual que en los pacientes que presentan rigidez espinal debido a cambios degenerativos de la columna, los pacientes con fusión lumbar presentan la misma situación de limitación de movilidad que debe ser compensada por la cadera. Normalmente, cuando se pasa de bipedestación a sedestación, la pelvis se inclina posteriormente para dejar espacio al fémur cuando se flexiona la pierna; sin embargo, en los pacientes con fusión lumbar la pelvis no realiza esta inclinación y además se aumenta la flexión de la cadera. Esto genera una limitación de la capacidad de adaptación de la lordosis lumbar a los cambios posturales, la pelvis queda bloqueada en una de las categorías que se han descrito, "Inclinación Anterior Fija" o "Inclinación Posterior Fija", aumentando así el riesgo de luxación protésica (18,20).

• **Influencia de la Fusión Lumbar en las Complicaciones**

Hoy en día existe suficiente evidencia para afirmar que los pacientes intervenidos de ambas cirugías tienen un riesgo mayor de complicaciones postoperatorias de la PTC. La fusión lumbar es un factor de riesgo independiente de luxación protésica (18,20–23). Sin embargo, es necesario caracterizar hasta qué punto influye realmente:

- Malkani et al: estudio retrospectivo comparando la incidencia de luxación y revisión quirúrgica entre pacientes intervenidos de PTC con fusión lumbar previa y pacientes que se les realizó la fusión lumbar 1, 2 o 5 años tras la PTC primaria. Se seleccionaron 42.300 pacientes que cumplían con los criterios de inclusión, de los cuales 28.668 tuvieron la fusión lumbar primaria y 13.632 pacientes con PTC primaria y fusión posterior. Los pacientes con fusión lumbar previa tuvieron un incremento del riesgo de luxación del 106% comparados con los pacientes que fueron intervenidos 5 años tras la PTC. El riesgo de revisión fue un 43%, 41% y 49% mayor en los pacientes con fusión previa frente a los que se realizó 1, 2 y 5 años tras la PTC respectivamente, siendo la luxación la causa más frecuente para la revisión en todos los grupos, pero significativamente mayor en el grupo de pacientes con fusión previa a la PTC (19).
- Bedard et al: realizaron un estudio retrospectivo de bases de datos para examinar la prevalencia de concomitancia de fusión lumbar y prótesis total de cadera y la prevalencia de luxación de la prótesis en distintos grupos. Entre los 1049 pacientes con fusión lumbar primaria, la prevalencia de PTC fue del 4,6%, mientras que en los 58 692 pacientes con PTC primaria la prevalencia de fusión lumbar fue del 0,1%. El riesgo relativo de luxación en los pacientes con ambas intervenciones fue de 2,9 (IC = [1,2-7,6]) en comparación con los pacientes solo intervenidos de PTC (24).
- Diebo et al: debido a la discrepancia sobre el aumento de riesgo de complicaciones en pacientes a los que se realizó una fusión lumbar tras una PTC primaria, se buscó comprobar si el riesgo aumentaba a pesar de cambiar el orden de las intervenciones. Se realizó un estudio retrospectivo, utilizando la información de la base de datos del Departamento de Salud del Estado de Nueva York. Se identificaron 49.920 pacientes intervenidos de PTC, de los cuales a 478 se les realizó una fusión espinal corta y a 233 en los que se fusionaron más niveles. Los resultados indican que los pacientes con una fusión, corta o larga, tienen un riesgo (Odds Ratio) para luxación de la prótesis de 2,2 y 4,4 respectivamente en comparación con los pacientes que no se les realizó una fusión lumbar posteriormente. También se identificó mayor riesgo de revisión quirúrgica de la PTC en los pacientes con fusión lumbar (25).
- Huppert et al: revisión sistemática y metaanálisis que incluye 11 artículos con el objetivo de comparar parámetros espino pélvicos y complicaciones en

pacientes diagnosticados de síndrome columna-cadera según fueran intervenidos de fusión lumbar o PTC primero. También realizan la comparación del riesgo entre los que tienen historia de fusión lumbar previa y aquellos que únicamente han sido intervenidos de la cadera. Los resultados mostraron que los pacientes operados primero de la columna tuvieron una OR de 3,17 para luxación en comparación con aquellos operados primero de la cadera, y los que únicamente fueron operados de PTC tuvieron una OR de 0,14 en comparación con los primeros. Resultados similares se observaron en los ratios de revisión, siendo la OR de 0,22 en los pacientes solo intervenidos de la cadera en comparación con aquellos con fusión lumbar previa y PTC posterior (18).

- Giai Via et al: en esta revisión sistemática y metaanálisis se incluyeron 17 estudios con el objetivo de definir si los pacientes con artrodesis lumbar previa a la intervención de PTC tenían mayor riesgo de complicaciones postoperatorias que aquellos sin historia de cirugía lumbar. Se incluyeron 3.139.164 casos de PTC, de los cuales 58.027 tenían una fusión lumbar previa. El análisis indicó que había una diferencia estadísticamente significativa a favor de los pacientes sin fusión previa para el riesgo de luxación, revisión y otras complicaciones (infección de la herida quirúrgica, infección periprotésica y complicaciones mecánicas) (20).

• **Secuencia Óptima de las Intervenciones**

A pesar de que la evidencia actual muestra claramente que la fusión lumbar previa a la PTC es un factor de riesgo independiente para las complicaciones postquirúrgicas, todavía existen cierta controversia acerca de cómo manejar la secuencia de ambos tratamientos.

Múltiples estudios sugieren que los pacientes a los que se les realiza la fusión lumbar tras la PTC tienen menor riesgo de complicaciones, disminuyendo el riesgo de manera proporcional al tiempo que pase desde la PTC a la fusión (19).

Se han propuesto diferentes perspectivas que podrían explicar esta disminución de riesgo:

- Desde un punto de vista biomecánico, los pacientes a los que se les realiza primero la PTC tienen ya una prótesis adaptada a su rigidez espinal previa gracias a la planificación preoperatoria, por lo que la corrección de la lordosis lumbar y la estabilidad y rigidez adicionales que proporciona la artrodesis espinal no generan una alteración de la anteversión pélvica lo suficientemente potente como para afectar negativamente a la prótesis, siendo el aumento del riesgo de luxación mucho menor (26).
- Otro posible factor sería la selección de pacientes, siendo aquellos pacientes con inestabilidad crónica en su prótesis u otros episodios previos de

complicaciones quirúrgicas candidatos menos ideales para una fusión lumbar, aunque este planteamiento es la hipótesis con menor evidencia bibliográfica actualmente (26).

- Otra posible explicación se basaría en la estabilidad de la prótesis de cadera, en la que interfieren elementos como la cápsula articular, los rotadores externos cortos y los abductores, siendo por lo tanto la disfunción de estos una causa etiológica importante de los casos de inestabilidad tanto prematura como tardía (tensión en los tejidos blandos, disfunción neuro-muscular...). Por tanto, los pacientes con prótesis estables y con buen funcionamiento mecánico que hayan tenido suficiente tiempo para la osteointegración del vástago en el fémur (en caso de prótesis no cementadas), la curación y cicatrización de los tejidos blandos y el fortalecimiento de los grupos musculares implicados en la estabilidad podrían estar mejor capacitados para compensar los cambios en la movilidad espino-pélvica producidos por la fusión lumbar. Siendo por lo tanto las PTC más recientes menos estables por estos factores, pudiendo ser esto una explicación de por qué se obtienen mejores resultados a mayor tiempo haya entre ambas intervenciones (26).

A pesar de que parece cierto que la realización de la fusión lumbar tras la PTC disminuye el riesgo en comparación con la situación contraria, el riesgo de luxación sigue siendo mayor que en aquellos pacientes que no son intervenidos de la columna lumbar.

Los cambios en la dinámica columna-pelvis-cadera producidos por la artrodesis lumbar quizá no sean tan dramáticos como para observarse un pico de incidencia de luxaciones, pero a lo largo del tiempo se observa un riesgo aumentado de sufrir esta complicación. A pesar de estas conclusiones, es necesario ampliar los estudios para comprobar si este aumento del riesgo a largo plazo se debe a la fusión lumbar o si, teniendo en cuenta que estos pacientes tenían patología espinal que les predisponía a estas complicaciones, el incremento en la incidencia producido por la intervención quirúrgica no es significativo (27).

Sin embargo, el estudio llevado a cabo por Welling et al (28) concluyó que, para los pacientes que sufran de síndrome columna-cadera, el tiempo entre las intervenciones y, más específicamente, el orden en que se realizan la fusión lumbar y la PTC no afecta de manera significativa el riesgo de luxación de la prótesis de cadera. Proponen que la causa del riesgo aumentado de complicaciones se debe a los cambios en la dinámica espino-pélvica provocados por la patología espinal, que serían muy similares e independientes a los producidos por la fusión lumbar (28). Utilizaron la misma base de datos que Bala et al. (26), sin embargo limitaron el criterio de inclusión a los pacientes que se realizarán ambas cirugías con 1 año como máximo entre ellas, consiguiendo de esta manera identificar mejor a los pacientes que presentan ambas patologías de manera concomitante (28).

El consenso se encuentra en que los paciente que presentan el síndrome columna-cadera tienen un mayor riesgo de inestabilidad y dislocación tras una PTC. La futura investigación debería buscar caracterizar mejor esta relación y explorar las posibles técnicas, planteamientos y herramientas que permitan mitigar este riesgo.

La Prótesis Total de Cadera y las Zonas Seguras

La estabilidad de la articulación tras una PTC está influenciada por numerosos factores, entre ellos se encuentran el posicionamiento de los componentes protésicos, la restauración de la biomecánica de la articulación, la preservación de los tejidos blandos, la propia técnica quirúrgica y las características de la prótesis entre otros (29).

Uno de los parámetros más importantes en la planificación de la intervención es la orientación del cotilo o copa acetabular. Clásicamente se ha tenido como referencia para su colocación la Zona Segura de Lewinnek, que consiste en un rango de $15^\circ \pm 10^\circ$ de anteversión y $40^\circ \pm 10^\circ$ de inclinación (Fig 6) (14). A pesar de haber sido considerada tradicionalmente como un objetivo de la cirugía para lograr un buen resultado, en un número significativo de los casos de luxación postoperatoria las prótesis se encontraban dentro de la Zona Segura de Lewinnek (29).

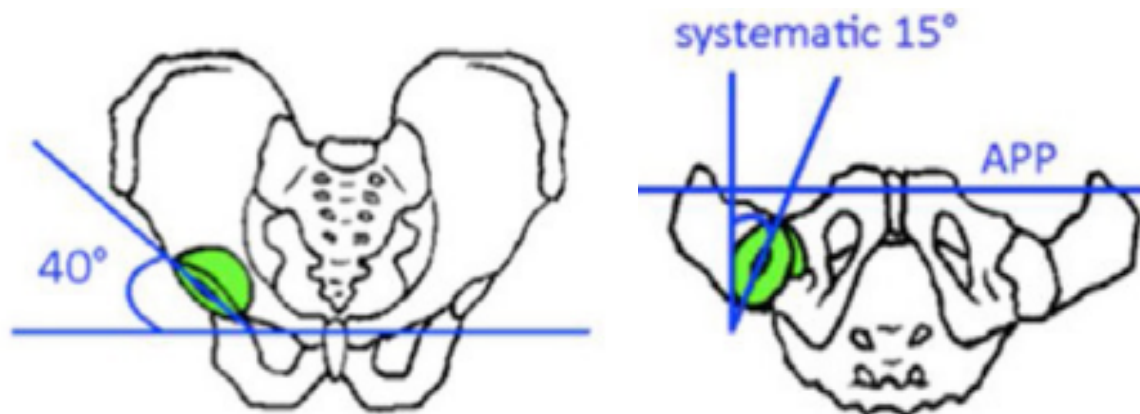


Figura 6: Parámetros de la Zona Segura de Lewinnek, 40° de inclinación y 15° de anteversión

Esta filosofía en el planteamiento preoperatorio de la intervención quirúrgica, que hoy en día sigue siendo el gold standard, se basa en la alineación mecánica de los componentes, teniendo como objetivo lograr unos parámetros biomecánicos sin tener en cuenta las particularidades anatómicas individuales de cada paciente. Con el desarrollo de las prótesis no cementadas y la mejor comprensión de la relación dinámica entre los componentes acetabular y femoral se popularizó el concepto de "anteversión femoro-acetabular combinada" (para caderas donde puede haber mayor riesgo de pinzamiento anterior). Estas formas de planificación preoperatoria han demostrado obtener buenos resultados tanto a corto como a largo plazo, sin embargo la persistencia de complicaciones relacionadas con la colocación de los componentes ha llevado a buscar modelos alternativos (30).

El estudio de la relación columna-pelvis-cadera y su influencia en la correcta colocación de los componentes protésicos ha ganado gran relevancia los últimos años. Primero, la investigación se centró en el ajuste necesario en la colocación del

componente acetabular para adaptarlo a la Inclinação Pélvica de cada paciente en posición supina o bipedestación. Más recientemente, la atención se ha dirigido a definir en el estudio preoperatorio de manera precisa la relación columna-cadera y lumbo-pélvica sagital en la dinámica entre bipedestación y sedestación con el objetivo de definir la correcta colocación en las personas con rigidez lumbar y otras alteraciones en estas relaciones. El fin de este nuevo planteamiento preoperatorio es adaptar de forma más individual la PTC y así evitar complicaciones en todo el rango de movimiento del paciente (30).

A pesar de la relevancia clínica de estos nuevos enfoques, cabe destacar que en la mayoría de los pacientes la colocación del cotilo acetabular en el rango clásico de 40° de inclinación y 10° de anteversión consigue buenos resultados en el plano sagital sin problemas de estabilidad del implante, siendo los pacientes con características de riesgo los que más se beneficiarán del adecuado estudio preoperatorio y ejecución intraoperatoria. También hay que recordar que tan solo unos pocos de estos nuevos métodos de colocación funcional de los componentes protésicos han sido validados mediante estudios prospectivos debido a que han sido propuestos de manera reciente (5).

• **Cálculo de la Zona Segura**

Debido a la creciente variedad de alternativas para la colocación de los componentes protésicos, Maillot et al. (30) proponen la siguiente clasificación para poder agruparlos y definirlos:

- Alineación mecánica: técnica más popular, continúa siendo el gold standard, definida como la “Zona Segura de Lewinnek” (31). El centro de rotación de la cadera se medializa para evitar el exceso de presión sobre las superficies de carga de la articulación y sobre la interfaz hueso-implante. Se busca conseguir una angulación acetabular de $15^\circ \pm 10^\circ$ de anteversión y $40^\circ \pm 10^\circ$ de inclinación (30).
- Anteversión combinada: técnica desarrollada tras la implementación de las prótesis no cementadas debido a su propensión a replicar la anteversión natural del cuello femoral nativo. Debido a esta característica, la orientación de la copa acetabular se decide tras la reconstrucción del fémur proximal, buscando crear una anteversión combinada concreta (30,32).
- Alineamiento funcional: el objetivo de esta técnica es reducir el número de pacientes que quedan fuera de la zona segura de colocación acetabular teniendo en cuenta en la planificación la InP en sedestación o bipedestación. A pesar de que es técnicamente posible realizar la colocación del cotilo sin asistencia, normalmente se usa un sistema de navegación como apoyo (30).

- Alineamiento basado en la dinámica columna-pelvis-cadera: con esta técnica se busca conseguir una interacción funcional y teóricamente óptima entre los componentes protésicos tanto en sedestación como en bipedestación o, lo que es lo mismo, evitar problemas en el comportamiento de la prótesis en estas posiciones (sobrecarga, pinzamiento, inestabilidad). Respecto a la colocación de la cúpula acetabular, promueve que se desvíe ligeramente de la posición anatómica del acetábulo para colocar la prótesis en la posición óptima adaptada según la relación lumbo-pélvica de cada paciente, lo cual consigue disminuir la interacción ineficaz entre los componentes protésicos alargando la vida media de la PTC. Esta técnica también promueve la reconstrucción de la anatomía del fémur proximal y del centro de rotación de la cadera, logrando un equilibrio en el tejido blando periprotésico lo más fisiológico posible (30,33).

	Alineación mecánica	Anteversión combinada	Alineamiento funcional	Dinámica columna-pelvis-cadera
Base de la técnica de colocación	Ninguna	Anteversión del cuello femoral	Inclinación Pélvica	Dinámica lumbo-pélvica y relación columna-pelvis-cadera
Objetivo radiográfico de anteversión	15° de anteversión	Variable	15° de anteversión	Variable
Objetivo radiográfico de inclinación	40° de inclinación			40° en columnas flexibles >40° en columnas rígidas

Tabla 2: Base teórica y objetivos radiológicos de las diferentes técnicas propuestas para la colocación del cotilo acetabular (30).

Como hemos explicado previamente, el estudio de la relación espino-pélvica y su influencia sobre la articulación de la cadera ha llevado a algunos autores a desarrollar clasificaciones basadas en criterios radiográficos para incluir a los pacientes en categorías que representen las características de su dinámica columna-pelvis-cadera. Algunas de estas clasificaciones, como la de Phan et al (12) o Stefl et al (10), incluyen además propuestas para la colocación del componente acetabular de la prótesis en función la categoría en la que se encuentre cada paciente (Tabla 3).

Estas clasificaciones categorizan la posición pélvica en normal, inclinación anterior fija (stuck standing) o inclinación posterior fija (stuck sitting). Las recomendaciones para

la colocación se basan en la comprensión de la movilidad de la articulación en cada caso. Si la pelvis se encuentra inclinada anteriormente, deberemos aumentar la anteversión del cotilo para generar más espacio en la zona anterior y así prevenir el pinzamiento de la prótesis y evitar el riesgo de dislocación posterior; por el contrario, si la pelvis está en una posición de inclinación posterior, tendremos que disminuir la anteversión del cotilo para mejorar la cobertura de la cabeza femoral protésica y evitar así el riesgo de dislocación anterior (3).

Dinámica espino-pélvica	Variación PS	Características	Recomendación
Normal	10°-30°		Anteversión 15°-25° Inclinación 35°-45°
Hipermóvil	>30°		<Inclinación y anteversión
Rígida-inclinación pélvica anterior	<10°	PS en sedestación >30°, pinzamiento anterior y dislocación posterior	>Anteversión
Rígida-inclinación pélvica posterior	<10°	PS en bipedestación <30°, pinzamiento posterior y dislocación anterior	<Anteversión
Rígida-cifótica	<5°		Considerar prótesis de movilidad dual
Rígida-fusionada	<5°		Considerar prótesis de movilidad dual

Tabla 3: Recomendaciones para la colocación del cotilo acetabular protésico en función de las características de movilidad espino-pélvica (2,3).

Conforme se expanda la investigación en este campo se conseguirá mejorar la capacidad de predicción de complicaciones tras la PTC en los pacientes con factores de riesgo, desarrollando un abordaje más individualizado para cada paciente. Se han observado casos en los que el aumento de la anteversión del componente acetabular no es suficiente para evitar las luxaciones posteriores. Los mecanismos por los cuales se produce la inestabilidad y subsecuente luxación todavía no están totalmente claros, estando, además de los componentes protésicos, involucrados otros elementos como los tejidos blandos periprotésicos (insuficiencia del músculo abductor...) e incluso el abordaje quirúrgico empleado (posterior vs anterior) (34).

En un estudio retrospectivo llevado a cabo por Scholemann et al. (35) se encontró que en los pacientes intervenidos en posición de decúbito lateral durante la PTC había diferencias significativas entre los valores de Inclinación Pélvica preoperatorios e

intraoperatorios. Si estos cambios no se tienen en cuenta, aumenta el riesgo de mal colocación de los componentes y, por tanto, de peor funcionalidad de la prótesis. Este problema se puede prevenir mediante la obtención de imágenes durante la intervención para poder observar la situación de la pelvis en cada momento, aunque se debería tener en cuenta que esto aumenta tanto el coste como la duración de la cirugía (35).

• Colocación del Componente Acetabular

La posición y orientación del componente acetabular de la PTC es un factor muy importante para el éxito de la intervención tanto a corto como a largo plazo. Además de la luxación de la prótesis, una colocación errónea del componente acetabular puede producir limitación del rango de movimiento, degradación acelerada del polietileno, fricción y chirrido entre los componentes protésicos, fracturas por sobrecarga de los materiales, tendinitis del psoas ilíaco, infección protésica y mal resultado funcional entre otros. A pesar de su gran importancia y los avances en técnica y materiales, incluso los cirujanos más experimentados pueden no lograr una correcta colocación, reportando algunos estudios que entre el 20% y el 70% de los componentes se colocan fuera de la Zona Segura (36).

Al igual que con los parámetros pélvicos, existen varias definiciones para la anteversión y la inclinación acetabular (Fig 7), lo que genera confusión. Es importante comprenderlas para poder calcularlas de manera precisa en el preoperatorio. Murray (37) las definió de la siguiente manera:

- Eje acetabular: punto de referencia. Pasa por el centro del cotilo y es perpendicular al plano acetabular.
- Inclinación Anatómica (IA): ángulo entre el eje acetabular y el eje longitudinal del cuerpo.
- Inclinación Operatoria (IO): ángulo entre el eje acetabular y el plano sagital. Se puede entender como el ángulo de abducción del eje acetabular.
- Inclinación Radiográfica (IR): es la IA proyectada sobre el plano coronal.
- Anteversión Anatómica (AA): ángulo entre el eje acetabular y el eje transversal del cuerpo cuando el eje acetabular es proyectado sobre el plano transversal.
- Anteversión Operatoria (AO): ángulo entre el eje longitudinal y el eje acetabular proyectado sobre el plano sagital.
- Anteversión Radiográfica (AR): ángulo entre el eje acetabular y el plano coronal.

Los más relevantes desde un punto de vista quirúrgico son la anteversión y la inclinación operatorias y radiográficas. Las fórmulas que las relacionan son (36):

$$\tan (AR) = \tan (AO) \times \cos (IR)$$

$$\tan (IO) = \tan (IR) \times \cos (AO)$$

Estas fórmulas nos indican que a mayor ángulo de IR, mayor es la diferencia entre la AR y la AO. Esto implica que si los cirujanos buscan un ángulo de AR de 15°, con una IR de entre 35° y 50°, deberían buscar un ángulo de AO de 20° aproximadamente. Por el contrario, en el caso de la inclinación, si se busca lograr un ángulo concreto de IR, la IO debería ser menor en función de la AO (la diferencia entre ambas inclinaciones será menor, al ser los valores de anteversión más pequeños que los de inclinación). Para que estas ecuaciones sean precisas, la pelvis no se debe movilizar durante la operación y el plano sagital del paciente en decúbito debe ser perfectamente paralelo al suelo (36).

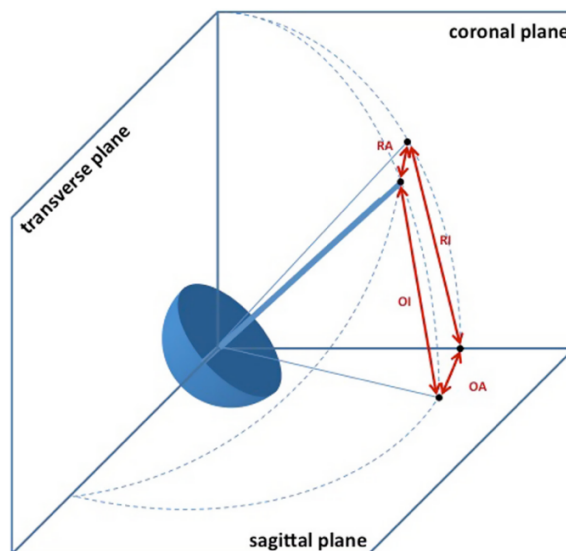


Figura 7: Ángulos de anteversión e inclinación representados en referencia a los planos coronal, sagital y transversal. OI = IO, RI = IR, OA = AO, RA = AR (36)

Para conseguir la anteversión deseada, se utilizan diferentes elementos anatómicos como referencia. En concreto se utilizan como referencia la escotadura ciática, los límites óseos del acetábulo y el ligamento acetabular transversal. La ventaja de utilizar la anatomía como referencia espacial es que es específica de cada paciente y que no varía con la posición, sin embargo puede ocasionar dificultades en aquellas caderas con importante remodelado óseo o formaciones osteofíticas o en aquellos casos en los que haya distorsión estructural debida a traumatismos o displasia (36).

Para lograr el objetivo de inclinación, el cirujano calcula visualmente el ángulo deseado. Debido a la dificultad que esto supone, como punto de referencia se puede unir una vara de alineamiento a la de inserción, formando así un ángulo de 90° el cual

se cree que resulta más intuitivo visualmente. Aun así, estas técnicas son poco consistentes, por lo que se ha propuesto que el uso de un inclinómetro puede suponer un método más preciso que las técnicas visuales y, al mismo tiempo, más eficaz y costo efectivo que la navegación asistida por ordenador (36).

- **Navegación Intraoperatoria**

La creciente evidencia a favor de las zonas seguras paciente-específicas supone un aumento de la dificultad quirúrgica para la colocación del componente acetabular al tener que conseguir resultados concretos de inclinación y anteversión. Por ello, se está investigando la utilidad de nuevas tecnologías para la navegación intraoperatoria que ayuden a conseguir estos objetivos.

El sistema de navegación intraoperatorio basado en TC es uno de los sistemas más novedosos que se está implementando, especialmente al combinarlo con robots quirúrgicos. La evidencia disponible actualmente es heterogénea y limitada. El metaanálisis llevado a cabo por Migliorini et al (38) concluyó que este tipo de sistemas podría mejorar la precisión en la colocación del componente acetabular y reducir la discrepancia de longitud entre las piernas, pero debido a la escasa información disponible actualmente no se pueden hacer recomendaciones acerca de su uso de manera generalizada.

Se ha propuesto como alternativa la fluoroscopia debido a su alta disponibilidad y bajo coste, demostrándose buenos resultados en la orientación acetabular de la prótesis en las intervenciones asistidas por este método (39).

También están surgiendo sistemas más alejados de las técnicas de imagen convencionales, como el uso de Realidad Aumentada. A pesar de estar en etapas iniciales de implementación, está demostrando mejores resultados de inclinación y anteversión que la PTC convencional, siendo la duración de la cirugía y la pérdida de sangre similares en ambos escenarios. Frente a otros sistemas como la fluoroscopia o las imágenes por TC, la Realidad Aumentada no ocupa prácticamente espacio en el quirófano, no requiere personal adicional y no genera radiación. Los resultados obtenidos parecen prometedores, sin embargo esta tecnología todavía se encuentra en etapas muy tempranas de su desarrollo como para poder sacar conclusiones sobre su futuro uso (40).

Alternativas Terapéuticas

La cirugía de prótesis total de la cadera ha evolucionado significativamente desde su creación, mejorando la supervivencia del implante y satisfacción de los pacientes conforme ha transcurrido el tiempo. Actualmente se está abandonando el enfoque estandarizado para implementar poco a poco una intervención a medida para cada paciente en función de sus características anatómicas y sus necesidades funcionales, siendo el objetivo de la PTC lograr una articulación sin dolor y que sustituya la movilidad nativa de la cadera de la manera más fidedigna posible.

En los últimos años se ha detectado un incremento de las complicaciones post operatorias de la PTC, propiciado por el mayor número de intervenciones realizadas, la realización de la prótesis en pacientes más jóvenes y activos y el envejecimiento generalizado de la población. Algunas de estas complicaciones, como las fracturas o infecciones tardías, son muy difíciles de prevenir mediante el uso de nuevas tecnologías o el tipo de implante usado; sin embargo, el riesgo de luxación provocada por la malposición de los componentes (es decir, las relacionadas con la dinámica columna-cadera) se puede minimizar considerablemente con una buena planificación preoperatoria y el uso de prótesis personalizadas (41).

• Prótesis de Doble Movilidad

Las cabezas femorales de doble movilidad están formadas por dos articulaciones, la primera entre la cabeza femoral protésica y la cubierta móvil de polietileno, y la segunda entre la cubierta y el inserto acetabular metálico. La articulación metálica es la encargada del movimiento durante la mayoría de las acciones cotidianas, mientras que la secundaria entra en acción en aquellas acciones que sobrepasen el rango de movimiento normal (42).

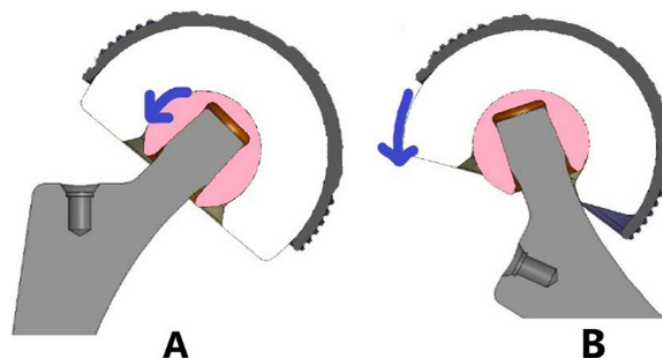


Figura 8: A-articulación primaria entre la cubierta móvil de polietileno y la cabeza femoral protésica
B-articulación secundaria entre la cubierta móvil y la cúpula acetabular metálica (42)

Este diseño permite un mayor rango de movimiento, aumenta la relación de tamaño cabeza-cuello y la distancia de salto, que es el recorrido lateral que tiene que realizar la cabeza protésica hasta producirse la luxación, reduciendo por tanto el riesgo de esta complicación (42).

Las características únicas de los implantes de doble movilidad las han convertido en una opción muy atractiva para aquellos pacientes con síndrome columna-cadera debido a su mayor riesgo de luxación. Los pacientes que tienen limitación en la movilidad espinal se ven obligados a compensarla con una mayor movilidad a nivel de la articulación de la cadera, por lo que el rango de movimiento aumentado que proporcionan las prótesis de doble movilidad es muy útil para prevenir el pinzamiento articular y prevenir la luxación (43).

Como todas las técnicas, este tipo de implantes tienen sus riesgos:

- El aflojamiento del implante se debe a que la mayor movilidad de la cubierta de polietileno genera mayor fricción y, con el tiempo, si existe una movilidad excesiva puede llegar a generar esta complicación (44).
- La dislocación intra-protésica es una complicación única de los implantes de doble movilidad. Se caracteriza por el desacoplamiento de la cabeza femoral y la cubierta móvil de polietileno, produciendo como consecuencia el contacto directo entre la cabeza femoral y la cúpula acetabular metálica (Fig 9). Puede ocurrir de manera insidiosa o de forma brusca, con dolor en la articulación y acortamiento de la extremidad (42,44,45).
- Algunos estudios han observado la elevación de ciertos iones metálicos tras la intervención en comparación con los implantes convencionales. Se cree que con una manipulación intraoperatoria cuidadosa y el uso de cabezas femorales protésicas cerámicas se puede prevenir este problema (44,45).



Figura 9: Radiografía de dislocación intra-protésica de implante de movilidad dual (42)

Si bien es cierto que estas complicaciones no eran infrecuentes con las primeras generaciones de implantes de doble movilidad, los avances en los materiales y el diseño de este tipo de prótesis han disminuido mucho su incidencia. Los cambios en los materiales (hidroxiapatita o el spray de plasma de titanio) de la cúpula acetabular han permitido una mejor integración ósea, reduciendo el riesgo de aflojamiento. El uso

de cuellos femorales más fino y pulidos ha disminuido mucho el pinzamiento con la cubierta móvil, minimizando el riesgo de luxación intra-protésica y el desarrollo del polietileno reticulado ha conseguido resultados de desgaste a largo plazo muy similares a los de los implantes convencionales (42).

Un aspecto menos relevante desde el punto de vista clínico pero importante para la adaptación de estos implantes es su coste, mucho más elevado que la PTC convencional. En las cirugías de revisión se ha demostrado un ahorro de entre 1500\$ y 2500\$ a medio plazo debido a que tienen un riesgo un 11% menor de reintervención. Sin embargo, en la PTC primaria el umbral disminuye considerablemente, dejando de ser rentables a partir de los 1180\$ en los pacientes con patología espinal concomitante, siendo por lo tanto aún menor en aquellos pacientes que no tengan factores de riesgo para dislocación (44).

Los buenos resultados obtenidos con el uso de este tipo de prótesis, la facilidad de implementación en cualquier servicio en comparación con otros métodos (la técnica quirúrgica es idéntica a una PTC convencional evitando la curva de aprendizaje) y su baja tasa de complicaciones las han convertido en la opción preferida para tratar a los pacientes con alto riesgo de luxación de cadera.

• Cabezas Femorales de Gran Diámetro

Una cabeza femoral protésica de gran diámetro se define como aquellos componentes con un diámetro $>36\text{mm}$ y/o una diferencia cotilo-cabeza de 12mm. Este tipo de componentes aportan mejores resultados funcionales, mayor estabilidad, mayor distancia de salto y menor pinzamiento que las PTC con cabezas femorales de tamaño convencional. Al ser las cabezas con mayor diámetro más similares a las características anatómicas normales del fémur, se podría especular que produce una tensión capsular más fisiológica y mejor propiocepción, produciendo por tanto mejores resultados. Se ha demostrado que este tipo de componentes generan una fuerza de succión de hasta 3kg entre la cabeza femoral y el injerto acetabular, reduciendo la micro-separación de los componentes. Por todas estas características las cabezas con diámetro mayor han demostrado proteger frente a la dislocación y otorgar una mayor estabilidad que las prótesis convencionales (41,46).

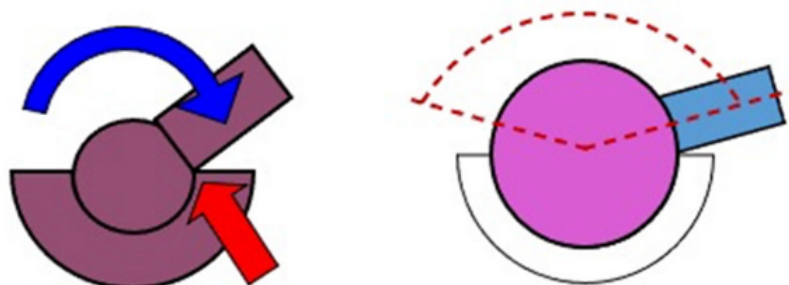


Figura 10: Diferencia de rango de movimiento y zona libre de pinzamiento articular entre cabezas femorales de diámetro convencional y de gran diámetro (41)

A pesar de creerse inicialmente que una reconstrucción de la articulación buscando conseguir un tamaño de cabeza femoral lo más próximo al anatómico posible (48mm de diámetro en mujeres y 55mm en hombres (47)), recientemente se ha observado que cuando se alcanza un diámetro de entre 36mm y 40mm, seguir aumentando el tamaño no aporta beneficios en la estabilidad. Cuando se superan los 40mm de cabeza femoral, el arco de movimiento es tal que hay riesgo de pinzamiento con los tejidos blandos (46).

Las cabezas femorales de gran diámetro suponen una alternativa sencilla y reproducible para mejorar la estabilidad de la PTC en los pacientes con inestabilidad en la dinámica columna-pelvis-cadera. En estos pacientes la colocación precisa de los componentes protésicos de acuerdo con las características individuales es de suma importancia para lograr un buen resultado funcional y evitar el riesgo de complicaciones, lo cual, a pesar de la evidencia desarrollada recientemente, es difícil de implementar en la práctica. Este proceso supone un gran trabajo preoperatorio de toma de imágenes y una gran precisión intraoperatoria para lograr los resultados deseados. Por ello, al ofrecer el mayor diámetro de este tipo de implantes un rango de movimiento supra fisiológico, se mitiga el impacto de las posibles imperfecciones en la orientación de los componentes. Además, existe la posibilidad de que la dinámica espino-pélvica siga cambiando a lo largo de la vida del paciente, estando este tipo de prótesis capacitadas para soportar esos cambios (41).

Las cabezas femorales de gran diámetro presentan una serie de problemas propios:

- Una de las preocupaciones a nivel clínico es que este tipo de prótesis pueden producir dolor inguinal debido al pinzamiento de los tejidos blandos peri protésicos, produciendo irritación mecánica del psoas ilíaco. Se ha observado hasta en un 7,1% de los pacientes, siendo más frecuente en mujeres y afectando significativamente a los resultados clínicos de la intervención (47).
- Se han presentado datos de que hasta un 30% de los pacientes intervenidos con este tipo de implante han notificado escuchar ruidos provenientes de la prótesis, principalmente chirridos (específico de los implantes cerámica-cerámica). Se cree que puede estar asociado a la malposición del cotilo acetabular y a una mala lubricación de los componentes, generando fricción que produciría el ruido y cierto desgaste de las superficies (47).
- Uno de los problemas clásicos de estas prótesis ha sido el desgaste de la superficie de la copa acetabular, lo que llevaba al aflojamiento de la prótesis. Esta complicación se ha disminuido considerablemente gracias al uso de nuevos materiales, pasando de las prótesis metal-polietileno originales a otras donde ambas superficies son de materiales duros como las prótesis metal-metal o, más recientemente y para evitar los problemas que producían las prótesis metálicas, cerámica-cerámica. El desarrollo de polietileno con estructura más resistente también ha contribuido a minimizar el desgaste (41).

- La trunionosis es el desgaste entre la interfaz cabeza-cuello de la prótesis, pudiendo llevar a la fractura del cuello femoral. Al igual que con el desgaste de las superficies, el uso de diferentes materiales ha disminuido el riesgo de esta complicación. Se ha observado que el uso del mismo material en la unión de ambas partes produce menor corrosión de los componentes, prefiriéndose las combinaciones Cerámica-cromo con cerámica-cromo a cerámica-cromo con titanio o acero inoxidable. Otros factores como el ángulo formado por el cuello y el vástago femoral, el ángulo y la fuerza de impactación de la cabeza o las condiciones de la superficie también se relacionaron con el grado de corrosión producido (41).

- **Sistemas de Navegación Basados en TC y Robots Quirúrgicos**

Gracias al desarrollo de la tecnología y debido al creciente interés en el aumento de la precisión en la colocación de los componentes en la PTC se han ido desarrollando diferentes sistemas informáticos de asistencia quirúrgica, destacando los sistemas de navegación intraoperatorios basados en imagen por TC y los robots quirúrgicos (a su vez basados en estos sistemas de navegación).

Los sistemas de navegación basados en TC necesitan la toma de imágenes en el preoperatorio, indicándole puntos de referencia anatómicos que serán utilizados por el sistema durante la intervención para guiar el brazo robótico. Estos planes asistirán al cirujano dándole estímulos hápticos durante la operación en caso de que se estén sobrepasando los límites establecidos en la planificación, mostrando además una reconstrucción tridimensional de la cadera que indicará la situación en cada momento. El sistema permite que se superen ligeramente las características planificadas, pero si se desvía demasiado de ellas se activará un mecanismo de seguridad que bloqueará el sistema para evitar posibles errores (48).



Figura 11: Sistema de robots quirúrgicos MAKO de stryker

Las ventajas y la mejoría en los resultados quirúrgicos derivadas del uso de estos sistemas han sido comprobadas por varios estudios. Las PTC asistidas con brazo robótico tienen evidencia a favor por su mayor precisión en la orientación del cotilo acetabular y conseguir una diferencia de longitud entre las extremidades menor que en la PTC manual (49). Un estudio observó que el 95% de las PTC realizadas con asistencia robótica estudiadas tenían una orientación del componente acetabular dentro de la zona segura planificada, con una desviación máxima de 3,5°. Además, gracias a la información háptica en tiempo real, se ha observado mejor conservación de hueso en el acetábulo debido a una resección más precisa. El grupo de pacientes en los que se ha observado una mejoría más notable en los resultados obtenidos y un beneficio mayor con el uso de esta tecnología es el de los que presentan patología de cadera y columna concomitante (48).

Uno de los principales problemas de estos sistemas es el aumento de la duración quirúrgica. Es cierto que es mayor en comparación con la PTC manual al principio, sin embargo, varios estudios han demostrado que se consiguen tiempos muy similares tras la adaptación de los cirujanos al sistema (los estudios son muy variados en los tiempos presentados y el número de intervenciones necesarias para alcanzar este acercamiento) (48).

La curva de aprendizaje es otro de los argumentos más frecuentes usados en contra de la adaptación de estas nuevas tecnologías. Los resultados observados en la disminución del tiempo confirman la necesidad de adaptación a estos sistemas, que se ha calculado que podría estar entre unas 12 y 35 intervenciones. Sin embargo, si tenemos en cuenta los resultados clínicos de la intervención, se han presentado datos que indican mejores resultados en el logro de la zona segura deseada en las primeras 100 PTC asistidas por los sistemas robóticos que en las últimas 100 intervenciones realizadas con técnica manual de un cirujano experimentado (48).

El problema que seguramente suponga el mayor obstáculo en la adopción de estos sistemas es su elevado coste económico. La inversión inicial para la compra de un robot supone entre unos 700 000\$ y 1 250 000\$, a lo que se debe añadir el precio del mantenimiento anual. Otros costes directos son los materiales desechables necesarios para cada intervención. Los costes indirectos son los mismos que en una intervención convencional, la duración de la intervención, complicaciones postoperatorias, cirugías de revisión, duración del ingreso hospitalario y rehabilitación. Algunos estudios han demostrado un ahorro en el periodo postoperatorio de entre 785\$ y 1 810\$ por paciente intervenido por PTC asistida robóticamente en comparación con PTC convencional (48).

Por último, otra ventaja de estos sistemas frente a la cirugía convencional es la comodidad, ergonomía y mejoría en el posicionamiento del paciente que aportan, lo que reduce la carga recibida por el equipo quirúrgico (48).

• Abordaje Anterior Directo

Existen 3 abordajes principales en la PTC, el posterior, el lateral y el anterior directo, teniendo cada uno sus ventajas y sus desventajas:

- El abordaje posterior se realiza mediante la separación del glúteo mayor para conseguir el acceso a la cadera posteriormente. Permite una excelente exposición del acetábulo y el fémur. Su desventaja es que presenta mayor riesgo de luxación de la prótesis que los otros abordajes (50).
- El abordaje lateral consiste en la sección del glúteo medio para acceder a la cadera de manera anterolateral. A pesar de presentar menor riesgo de luxación, tiene mayor riesgo de daño del nervio glúteo superior, osificación heterópica y disfunción de los abductores (50).
- El abordaje anterior directo se diferencia de los otros en que no secciona ningún músculo, se accede a la articulación por el plano que se encuentra entre el sartorio y el tenso de la fascia lata. Las ventajas que se han observado es la recuperación precoz de la funcionalidad articular, estancias hospitalarias reducidas y menor riesgo de dislocación protésica. Sus principales complicaciones son el posible daño del nervio cutáneo femoral lateral y las fracturas periprotésicas. Además, como desventajas tiene su curva de aprendizaje mayor que las alternativas, siendo de 100 intervenciones, y un mayor tiempo intraoperatorio (50).

Abordaje	Acceso	Ventajas	Desventajas
Posterior	Glúteo mayor	Excelente exposición del campo	Mayor riesgo de luxación
Lateral	Glúteo medio	Menor riesgo de luxación	Daño del nervio glúteo superior Osificación heterópica Disfunción de los abductores
Anterior directo	Entre Sartorio y Tensor de la fascia lata	Menor riesgo de luxación Rápida recuperación funcional	Daño del nervio cutáneo femoral lateral Gran curva de aprendizaje

Tabla 4: Comparación de los distintos abordajes en la PTC

Las características del abordaje anterior lo hacen ideal para aquellos pacientes que tienen patología espinal. La conservación de los tejidos blandos y la cápsula articular posterior otorga una mayor estabilidad a la prótesis. Además, a diferencia de los otros dos abordajes, en el anterior directo la posición del paciente durante la intervención es en supino, lo cual mejora la estabilidad de la pelvis y permite una colocación más precisa del cotilo acetabular, factor imprescindible en los pacientes con alteración de la dinámica columna-cadera (51).

Las revisiones sistemáticas y metaanálisis llevados a cabo por Ang et al (50) y Leibovitch et al (51) obtuvieron resultados apoyando este tipo de abordaje en los pacientes con rigidez lumbar pero no encontraron diferencias en el riesgo de luxación en comparación con los otros abordajes en pacientes que no tenían estas características. Si bien existe evidencia significativa demostrando una recuperación más precoz en el abordaje anterior directo, ambos artículos recalcan la necesidad de ensayos clínicos aleatorizados para poder obtener evidencia más sólida debido a la gran heterogeneidad de factores presentes en los estudios actuales. Los resultados a corto plazo apoyan el abordaje anterior directo, pero no existe consenso sobre la disminución de complicaciones a largo plazo.

Conclusiones

- La cadera, la pelvis y la columna vertebral forman una unidad biomecánica en la que las alteraciones en una de las estructuras afectan a las demás.
- La rigidez lumbar limita el movimiento fisiológico de la columna, adoptando la pelvis una postura compensatoria que produce un funcionamiento sub-óptimo de la cadera, provocando desgaste y patología articular.
- Se han descrito una serie de parámetros calculados mediante radiografía lateral que buscan estandarizar la terminología y que permiten caracterizar a los pacientes en la planificación de la PTC para adaptar la intervención. Los principales parámetros son: InP, PS, IP, ASA, ESV, PPA y PAS.
- Existen varias clasificaciones que usan diferentes parámetros, cada una con sus puntos fuertes y sus limitaciones. La principal división de los pacientes con alteración del balance espino-pélvico se hace en pacientes con pelvis en “Inclinación Anterior Fija” o “Inclinación Posterior Fija”, necesitando cada uno adaptaciones específicas a la hora de realizar una PTC.
- Se ha demostrado que los pacientes intervenidos de una fusión lumbar previa a la PTC tienen mayor tasa de luxaciones protésicas. Existen varias hipótesis, apoyando la mayoría que las modificaciones que produce la fusión en la movilidad espinal afectan de la misma manera que la rigidez patológica a la pelvis.
- La realización de la fusión lumbar tras la PTC parece reducir el riesgo de luxación protésica en comparación con la situación inversa. Sin embargo, existe evidencia de que el orden no sería tan importante como la presentación simultánea de ambas patologías (cadera y lumbar).
- Existen prótesis colocadas dentro de la zona segura de Lewinnek que sufren luxación. Debido a esto se han ido desarrollando nuevos enfoques en la planificación de la PTC buscando colocar el componente acetabular en una posición óptima. El consenso es que, mientras que los pacientes sin patología de la movilidad espino-pélvica obtienen buenos resultados de la PTC con los objetivos clásicos, en los pacientes que presenten patología se deberá realizar un abordaje individualizado en la colocación del componente acetabular, según sus características para evitar las complicaciones postoperatorias.
- Las prótesis de doble movilidad son efectivas en el tratamiento de los pacientes con síndrome columna-cadera, disminuyendo el riesgo de luxación protésica gracias al mayor rango de movimiento que permiten. Son una buena alternativa terapéutica gracias a la amplia evidencia que apoya su uso y a la resolución de los problemas particulares que presentaban en sus primeras versiones.

- Las cabezas femorales de gran diámetro han demostrado aumentar la estabilidad de la prótesis y dar un mayor rango de movimiento sin pinzamiento, por lo que son una opción ideal para los pacientes con alteraciones de la movilidad pélvica.
- Los sistemas de asistencia quirúrgica robóticos han demostrado mejorar la precisión en la colocación del componente acetabular dentro de los objetivos. Sin embargo, la escasa evidencia demostrando una mejora significativa en los resultados clínicos a largo plazo y su elevado coste dificultan su adopción de manera extendida.
- Se ha demostrado mejores resultados a corto plazo y una recuperación más temprana en los pacientes intervenidos de PTC mediante abordaje anterior directo.

Bibliografía

1. Di Martino A, Geraci G, Brunello M, D'Agostino C, Davico G, Curreli C, et al. Hip-spine relationship: clinical evidence and biomechanical issues. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2024 Mar 12;144(4):1821–33.
2. Batra S, Khare T, Kabra AP, Malhotra R. Hip-spine relationship in total hip arthroplasty – Simplifying the concepts. *J Clin Orthop Trauma.* 2022 Jun;29:101877.
3. Lum ZC, Giordani M, Meehan JP. Total Hip Instability and the Spinopelvic Link. *Curr Rev Musculoskelet Med.* 2020 Aug 10;13(4):425–34.
4. Attenello JD, Harpstrite JK. Implications of Spinopelvic Mobility on Total Hip Arthroplasty: Review of Current Literature. *Hawaii J Health Soc Welf.* 2019 Nov;78(11 Suppl 2):31–40.
5. Grammatopoulos G, Innmann M, Phan P, Bodner R, Meermans G. Spinopelvic challenges in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Rev.* 2023 May 1;8(5):298–312.
6. Lee SH, Lim CW, Choi KY, Jo S. Effect of Spine-Pelvis Relationship in Total Hip Arthroplasty. *Hip Pelvis.* 2019 Mar 31;31(1):4–10.
7. Tateiwa T, Ishida T, Kusakabe T, Masaoka T, Endo K, Shishido T, et al. Hip disorders and spinopelvic alignment: a current literature review. *Journal of Joint Surgery and Research.* 2023 Dec;1(1):62–9.
8. Anderson PM, Arnholdt J, Rudert M. Total Hip Arthroplasty After Spinal Fusion Surgery. *Z Orthop Unfall.* 2020 Jun 5;158(03):333–41.
9. Heckmann N, Trasolini NA, Stefl M, Dorr L. The Effect of Spinopelvic Motion on Implant Positioning and Hip Stability Using the Functional Safe Zone of THR. In: *Personalized Hip and Knee Joint Replacement.* Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 133–42.
10. Stefl M, Lundergan W, Heckmann N, McKnight B, Ike H, Murgai R, et al. Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2017 Jan;99-B(1_Supple_A):37–45.
11. Rivière C, Lazennec JY, Van Der Straeten C, Auvinet E, Cobb J, Muirhead-Allwood S. The influence of spine-hip relations on total hip replacement: A systematic review. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2017 Jun;103(4):559–68.
12. Phan D, Bederman SS, Schwarzkopf R. The influence of sagittal spinal deformity on anteversion of the acetabular component in total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2015 Aug;97-B(8):1017–23.
13. Luthringer TA, Vigdorichik JM. A Preoperative Workup of a “Hip-Spine” Total Hip Arthroplasty Patient: A Simplified Approach to a Complex Problem. *J Arthroplasty.* 2019 Jul;34(7):S57–70.
14. An VVG, Sivakumar BS, Levy YD, Pierrepont J, Bruce WJ. Practical implications of the lumbar spine and its function on total hip arthroplasty. *Journal of Spine Surgery.* 2016 Dec;2(4):334–7.

15. Au J, Perriman DM, Neeman TM, Smith PN. Standing or Supine X-Rays after Total Hip Replacement – When is the Safe Zone Not Safe? *HIP International*. 2014 Nov 31;24(6):616–23.
16. Vigdorichik J, Eftekhary N, Elbuluk A, Abdel MP, Buckland AJ, Schwarzkopf RS, et al. Evaluation of the spine is critical in the workup of recurrent instability after total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2019 Jul;101-B(7):817–23.
17. Kalichman L, Cole R, Kim DH, Li L, Suri P, Guermazi A, et al. Spinal stenosis prevalence and association with symptoms: the Framingham Study. *The Spine Journal*. 2009 Jul;9(7):545–50.
18. Huppert A, Ambrosio L, Nwosu K, Pico A, Russo F, Vadalà G, et al. Previous lumbar spine fusion increases the risk of dislocation following total hip arthroplasty in patients with hip-spine syndrome: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2024 Sep 13;25(1):732.
19. Malkani AL, Himschoot KJ, Ong KL, Lau EC, Baykal D, Dimar JR, et al. Does Timing of Primary Total Hip Arthroplasty Prior to or After Lumbar Spine Fusion Have an Effect on Dislocation and Revision Rates? *J Arthroplasty*. 2019 May;34(5):907–11.
20. Giai Via R, Migliorini F, Bosco F, Onorato F, Secco DC, Giustra F, et al. Superior outcomes of total hip arthroplasty without prior lumbar arthrodesis: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2024 Feb;34(2):699–711.
21. Salib CG, Reina N, Perry KI, Taunton MJ, Berry DJ, Abdel MP. Lumbar fusion involving the sacrum increases dislocation risk in primary total hip arthroplasty. *Bone Joint J*. 2019 Feb;101-B(2):198–206.
22. Esposito CI, Carroll KM, Sculco PK, Padgett DE, Jerabek SA, Mayman DJ. Total Hip Arthroplasty Patients With Fixed Spinopelvic Alignment Are at Higher Risk of Hip Dislocation. *J Arthroplasty*. 2018 May;33(5):1449–54.
23. Malkani AL, Garber AT, Ong KL, Dimar JR, Baykal D, Glassman SD, et al. Total Hip Arthroplasty in Patients With Previous Lumbar Fusion Surgery: Are There More Dislocations and Revisions? *J Arthroplasty*. 2018 Apr;33(4):1189–93.
24. Bedard NA, Martin CT, Slaven SE, Pugely AJ, Mendoza-Lattes SA, Callaghan JJ. Abnormally High Dislocation Rates of Total Hip Arthroplasty After Spinal Deformity Surgery. *J Arthroplasty*. 2016 Dec;31(12):2884–5.
25. Diebo BG, Beyer GA, Grieco PW, Liu S, Day LM, Abraham R, et al. Complications in Patients Undergoing Spinal Fusion After THA. *Clin Orthop Relat Res*. 2018 Feb 17;476(2):412–7.
26. Bala A, Chona D V., Amanatullah DF, Hu SS, Wood KB, Alamin TF, et al. Timing of Lumbar Spinal Fusion Affects Total Hip Arthroplasty Outcomes. *JAAOS: Global Research and Reviews*. 2019 Nov;3(11):e00133.
27. King CA, Landy DC, Martell JM, Luu HH, Shi LL, Lee MJ. Time to Dislocation Analysis of Lumbar Spine Fusion Following Total Hip Arthroplasty: Breaking Up a Happy Home. *J Arthroplasty*. 2018 Dec;33(12):3768–72.
28. Welling S, Smith S, Yoo J, Philipp T, Mildren M, Kagan R. Is Timing of Total Hip Arthroplasty and Lumbar Spine Fusion Associated With Risk of Hip Dislocation? *Arthroplast Today*. 2023 Oct;23:101202.

29. Abdel MP, von Roth P, Jennings MT, Hanssen AD, Pagnano MW. What Safe Zone? The Vast Majority of Dislocated THAs Are Within the Lewinnek Safe Zone for Acetabular Component Position. *Clin Orthop Relat Res.* 2016 Feb;474(2):386–91.
30. Maillot C, Harman C, Villet L, Cobb J, Rivière C. Modern cup alignment techniques in total hip arthroplasty: A systematic review. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2019 Sep;105(5):907–13.
31. Lewinnek GE, Lewis JL, Tarr R, Compere CL, Zimmerman JR. Dislocations after total hip-replacement arthroplasties. *J Bone Joint Surg Am.* 1978 Mar;60(2):217–20.
32. Dorr LD, Malik A, Dastane M, Wan Z. Combined Anteversion Technique for Total Hip Arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 2009 Jan;467(1):119–27.
33. Rivière C, Harman C, Parsons T, Villet L, Cobb J, Maillot C. Kinematic alignment versus conventional techniques for total hip arthroplasty: A retrospective case control study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2019 Sep;105(5):895–905.
34. Grosso MJ, Plaskos C, Pierrepont J, Saxena A. Increased Cup Anteversion May Not Prevent Posterior Dislocation in Patients With Abnormal Spinopelvic Characteristics in Total Hip Arthroplasty. *Arthroplast Today.* 2023 Oct;23:101192.
35. Schloemann DT, Edelstein AI, Barrack RL. Changes in acetabular orientation during total hip arthroplasty. *Bone Joint J.* 2019 Jun;101-B(6_Supple_B):45–50.
36. Meermans G, Grammatopoulos G, Innmann M, Beverland D. Cup placement in primary total hip arthroplasty: how to get it right without navigation or robotics. *EFORT Open Rev.* 2022 May 31;7(6):365–74.
37. Murray D. The definition and measurement of acetabular orientation. *J Bone Joint Surg Br.* 1993 Mar;75-B(2):228–32.
38. Migliorini F, Cuzzo F, Oliva F, Eschweiler J, Hildebrand F, Maffulli N. CT-based navigation for total hip arthroplasty: a meta-analysis. *Eur J Med Res.* 2023 Oct 18;28(1):443.
39. Cho E, Hisatome T, Oda S, Fujimaki H, Nakanishi K. Accuracy of acetabular cup placement during anterolateral supine total hip arthroplasty using intraoperative fluoroscopy: a retrospective study. *J Orthop Surg Res.* 2022 Dec 5;17(1):523.
40. Su S, Wang R, Chen Z, Zhou F, Zhang Y. Augmented reality-assisted versus conventional total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *J Orthop Surg Res.* 2023 Dec 2;18(1):920.
41. Vendittoli PA, Martinov S, Morcos MW, Sivaloganathan S, Blakeney WG. Personalized Hip Joint Replacement with Large Diameter Head: Current Concepts. *J Clin Med.* 2022 Mar 30;11(7).
42. Patil N, Deshmane P, Deshmukh A, Mow C. Dual Mobility in Total Hip Arthroplasty: Biomechanics, Indications and Complications—Current Concepts. *Indian J Orthop.* 2021 Oct 13;55(5):1202–7.
43. Dagneaux L, Marouby S, Maillot C, Canovas F, Rivière C. Dual mobility device reduces the risk of prosthetic hip instability for patients with degenerated spine: A case-control study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research.* 2019 May;105(3):461–6.

44. Vajapey SP, Fideler KL, Lynch D, Li M. Use of dual mobility components in total hip arthroplasty: Indications and outcomes. *J Clin Orthop Trauma*. 2020 Oct;11(Suppl 5):S760–5.
45. Lee A, Arthur J, Najdawi J, Durst CR, Rajae SS, Spitzer AI. No Decrease in Early Survivorship of Dual Mobility Implants in Primary Total Hip Arthroplasty. *Arthroplast Today*. 2024 Aug;28:101452.
46. Asnis SE, Heimroth JC, Goldstein T. A Mathematical Evaluation of the Effects of the Head and Neck Diameter on the Arc of Motion and the Implications in Total Hip Arthroplasty. *Arthroplast Today*. 2024 Dec;30:101556.
47. Castagnini F, Cosentino M, Bracci G, Masetti C, Faldini C, Traina F. Ceramic-on-Ceramic Total Hip Arthroplasty with Large Diameter Heads: A Systematic Review. *Med Princ Pract*. 2021;30(1):29–36.
48. Rice SJ, D’Abarno A, Luu HH. Robotic-assisted Total Hip Arthroplasty and Spinopelvic Parameters: A Review. *Hip Pelvis*. 2024 Jun 1;36(2):87–100.
49. Shimizu A, Murakami S, Tamai T, Haga Y, Kutsuna T, Kinoshita T, et al. Comparing cup placement, leg length, and offset discrepancy after total hip arthroplasty between CT-based robotic arm-assisted and navigation systems. *Bone Jt Open*. 2025 Jan 1;6(1):3–11.
50. Ang JJM, Onggo JR, Stokes CM, Ambikaipalan A. Comparing direct anterior approach versus posterior approach or lateral approach in total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2023 Oct;33(7):2773–92.
51. Leibovitch L, Machinski E, Fernandes A, Park JY, Souza G, Sayudo IF, et al. Direct anterior vs other surgical approaches in patients with lumbar stiffness undergoing total hip arthroplasty: a systematic review and meta-analysis. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2024 Dec 16;145(1):48.