

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE DEPORTES
“CAMPUS MEXICALI”



TÍTULO

“Estudio de caso: Análisis biomecánico de la marcha en paciente con prótesis de núcleo pulposo en L1-L4 en columna vertebral”

Tesis

Para obtener el grado de:

LICENCIADO EN ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTE

PRESENTA

Alfredo Alvarado Medina

DIRECTOR DE TESIS

Dra. Mirvana E. González Macías

MEXICALI, BAJA CALIFORNIA

OCTUBRE 2022

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE DEPORTES
“CAMPUS MEXICALI”

“Estudio de caso: Análisis biomecánico de la marcha en paciente con prótesis de núcleo pulposo en L1-L4 en columna vertebral”

Tesis

Para Obtener el Grado de:
LICENCIADO EN ACTIVIDAD FÍSICA Y DEPORTE


PRESENTA

ALFREDO ALVARADO MEDINA

COMITÉ DE TESIS



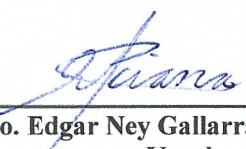
Dra. Mirvana E. González Macías
Presidente



Mtro. Emilio Manuel Arrayales Millán
Vocal



Mtra. Karla Raquel Keys González
Vocal



Mtro. Edgar Ney Gallarraga Triana
Vocal

MEXICALI, BAJA CALIFORNIA, OCTUBRE DEL 2022

Copyright © 2022
Derechos Reservados.
ALFREDO ALVARADO MEDINA

DEDICATORIA

Mi tesis la dedico con todo el cariño a mi familia, por haberme acompañado durante todo mi proceso académico, este trabajo es parte de un gran esfuerzo, todo esto es para ustedes, espero que estén orgullosos de mí, así como yo lo estoy de todos ustedes, muchas gracias por todo, esto es para ustedes.

A mi hijo Axel, espero ser un ejemplo en tu vida, y motivarte a ser mejor cada día.

AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mi familia por haberme apoyado en todo momento y acompañarme durante todo mi proceso académico.

A mis padres por haberme dado la posibilidad de estudiar la carrera que yo quería.

A mis hermanas por haberme apoyado en todo momento y estar conmigo en los momentos buenos y malos.

A mis sobrinos, por ayudarme en momentos difíciles, de tristeza y de miedo.

A mi hijo Axel por haberme dado las fuerzas de seguir adelante y no rendirme nunca.

A mi directora de tesis por toda la ayuda que me brindo antes y durante la elaboración de esta tesis.

A mis compañeros de la carrera, por apoyarnos mutuamente y por haber conseguido nuestro logro de egresar de la licenciatura, los mejores deseos para ustedes.

A la UABC por haber sido mi segunda casa durante toda la carrera.

Y a todas y cada una de las personas que en algún momento llegaron a mi vida, trayendo consigo buenos momentos y cosas positivas, a todas aquellas personas que dejaron una enseñanza en mí, y aquellas personas que inconscientemente me ayudaron a formar esta versión de mí, que ahora está egresando de una licenciatura en una de las mejores universidades del país por medio de una tesis.

El presente estudio se llevó a cabo en la Facultad de Deportes, Campus Mexicali en la Cd. de Mexicali, Baja California, bajo la dirección de la Dra. Mirvana Elizabeth González Macías, Profesor-Investigador de tiempo completo de la Facultad Deportes, Campus Mexicali UABC.

RESUMEN

La presente investigación se realizó en el Laboratorio de Biomecánica y Ergonomía en la Facultad de Deportes, campus Mexicali de la UABC, con el objetivo de analizar las alteraciones que se presentan en la marcha en un paciente de género masculino de edad de 57 años con prótesis de núcleo pulposo en la columna vertebral L1-L4; con un peso de 100.1 Kg y una estatura de 172.6 cm. Para la evaluación biomecánica de la marcha, se realizaron las mediciones antropométricas, se le colocaron 39 marcadores reflectantes pasivos en lugares específicos del cuerpo y posteriormente se realizaron las grabaciones con el sistema de captura de movimiento 3D Vicon® que consta de 11 cámaras infrarrojas Bonita10, 2 cámaras de video Bonita 720C de HD, con una frecuencia de muestreo de 100 Hz y 4 plataformas de fuerzas AMTI™, evaluando parámetros -espaciotemporales y cinemáticos. Se analizó la marcha sin calzado, iniciando con la pierna derecha. El análisis biomecánico se realizó con la paquetería de Microsoft Excel 2013, el análisis estadístico con el software estadístico IBM SPSS versión 23. En las correlaciones se implementó el método paramétrico de Pearson, con un criterio de significancia de $p < 0.05$.

ÍNDICE

Capítulo I.....	1
Introducción	1
1. Introducción.....	2
1.1 Columna vertebral.....	4
1.1.1 Disco Intervertebral.....	5
1.1.2 Diagnóstico	7
1.1.3 Tratamiento	8
1.2 Tipologías de cirugías de degeneración de disco intervertebral.....	8
1.2.1 Discos artificiales	11
1.2.2 Ventajas de la cirugía	14
1.3 Marcha Humana.....	15
1.3.1 Ciclo de la marcha.....	16
1.3.2 Fases de la marcha	16
1.3.3 Parámetros espaciotemporales de la marcha	18
1.3.4 Parámetros cinemáticos de la marcha	20
1.4 Instrumentos de captura de movimiento 3D	21
1.4.1 Sistema Vicon.....	21
1.4.2 Sistema BIOVEC™de AMTI™	23
Capítulo II	29
Planteamiento del problema	29
2. Planteamiento del problema.....	30
2.1 Objetivo General.....	32
2.2 Objetivos específicos.....	32
Capítulo III	33
Metodología	33
3.1 Participante.....	34
3.2 Evaluación biomecánica de la marcha.....	35
3.3 Diseño de estudio	36
3.4 Análisis biomecánico.....	36
3.5 Análisis Estadístico	36
Capítulo IV	37
Resultados y discusión	37
4.1 Resultados del Análisis Biomecánico.....	38
4.2 Análisis Estadísticos	46
4.3 Discusión	48
Capítulo V	50
Conclusiones	50

5.1 Conclusiones	51
------------------------	----

Índice de Tablas

Tabla 1. Algunos tipos de prótesis de disco intervertebral y sus características.	12
Tabla 2. Marcadores, descripción y posición de las etiquetas para colocar los marcadores.	24
Tabla 3. Registro de las dimensiones antropométricas del paciente.	34
Tabla 4. Comportamiento cinemático de cadera izquierda.	38
Tabla 5. Comportamiento cinemático de cadera derecha.	39
Tabla 6. Ángulo de rodilla izquierda durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.	40
Tabla 7. Ángulo de rodilla derecha durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.	41
Tabla 8. Ángulos de tobillo izquierdo durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.	42
Tabla 9. Ángulos de tobillo derecho durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.	43
Tabla 10. Longitud de zancada (m) de pierna izquierda durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.	44
Tabla 11. Longitud de zancada (m) de pierna derecha durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.	45
Tabla 12. Cadencia de pierna izquierda durante el ciclo de marcha.	45
Tabla 13. Cadencia de pierna derecha durante el ciclo de marcha.	45
Tabla 14. Velocidad (m/s) del centro de masa durante el ciclo de marcha.	45
Tabla 15. Longitud (m) de pasos.	46
Tabla 16. Estadística descriptiva de cada una de las variables.	46

Índice de Figuras

Figura 1. Columna vertebral lumbar.....	5
Figura 2. Ciclo de la marcha.....	16
Figura 3. Fases de la marcha: Apoyo inicial; Respuesta a la carga; Apoyo medio; Apoyo final; Fase de pre balanceo; Balanceo inicial; Balanceo medio; Balanceo final.....	17
Figura 4. Parámetros del paso: 1, Longitud de paso; 2, semi paso o zancada derecha; 3, semi paso o zancada izquierda; 4, Ángulo de paso; 5, Ancho del paso.....	20
Figura 5. a) Cámara de iluminación infrarroja Vicon® bonita 10 b) Cámara Vicon bonita 720c c) Marcadores reflectantes pasivos y d) Software Nexus 2.....	22
Figura 6. Modelo de marcadores cuerpo completo Plug-in Gait de Vicon.....	22
Figura 7. Plataformas de fuerza modelo OR6-6 de AMTI™.....	23
Figura 8. Plataformas de fuerza modelo OR6-7 de AMTI™.....	24
Figura 9. Gráfica del comportamiento de flexión-extensión (plano sagital) de cadera izquierda durante el ciclo de marcha.....	39
Figura 10. Gráfica del comportamiento de flexo-extensión (plano sagital) de cadera derecha durante el ciclo de marcha.....	40
Figura 11. Gráfica del comportamiento de flexo-extensión (plano sagital) de rodilla izquierda durante el ciclo de marcha.....	41
Figura 12. Gráfica del comportamiento de flexo-extensión (plano sagital) de rodilla derecha durante el ciclo de marcha.....	42
Figura 13. Gráfica del comportamiento de flexión dorsal y plantar en la fase de vuelo (plano sagital) de tobillo izquierdo durante el ciclo de marcha.....	43
Figura 14. Gráfica del comportamiento de flexión dorsal y plantar en la fase de vuelo (plano sagital) de tobillo derecho durante el ciclo de marcha.....	44

Capítulo I

Introducción

1. Introducción

La columna humana es una estructura mecánica, adaptada para la marcha bípeda, combinando la rigidez de las vértebras con la elasticidad de los discos intervertebrales. Esta combinación única le permite soportar enormes presiones mientras tiene una amplia maniobrabilidad controlable en determinados planos (Miralles, 2001).

A demás de las estructuras óseas, la columna vertebral esta constituida por discos intervertebrales (DIV), que están compuestos por colágeno y proteoglicanos (Lomelí-Rivas A Y Je, 2019).

Los DIV son las estructuras avasculares más grandes del cuerpo, estos están constituidos por un anillo fibroso, un núcleo pulposo y dos placas adyacentes a las vértebras que componen la unidad funcional. El DIV es una estructura que transmite cargas al mismo tiempo que es un componente que hace las veces de cojinete, lo que provee de flexibilidad a la columna. La acción de las cargas mecánicas es de fundamental importancia para mantener un DIV sano. Las cargas normales que se presentan a diario en las actividades de la vida cotidiana en el ser humano generan señales biofísicas a las células, las cuales regulan las funciones fisiológicas del DIV, se remodela de manera constante la matriz del disco y esto permite que se genere un mantenimiento autónomo. Hay evidencia de que las cargas generadas a lo largo del día van desde baja magnitud (0.2 MPa) hasta magnitudes muy altas (0.6 MPa). Las fuerzas hidrostáticas, la presión osmótica, las fuerzas tensiles y la compresión estática sobre el DIV, juegan un papel relevante sobre los procesos de regeneración celular, así como el daño que pueda ocasionarse por una sobrecarga (Lomelí-Rivas A Y Je, 2019).

Más allá de la discectomía clásica, que consiste en la eliminación del material de la hernia discal, existen otros tratamientos quirúrgicos para tratar la enfermedad degenerativa del disco (Caínzos, 2019).

El tratamiento de artroplastia consiste en la cirugía plástica de una articulación, en este caso de una unidad funcional vertebral, con el fin de aliviar el dolor mediante la restauración de las funciones pertinentes del disco intervertebral degenerado. Este tratamiento contempla diversos requisitos para la utilización de un disco intervertebral artificial, como pueden ser: geometría, rigidez, rango de movimiento, fuerza, centro de rotación, fijación a la vértebra adyacente, función de las articulaciones facetarias, seguridad ante fallo, o el procedimiento quirúrgico. Además de la importancia de la compatibilidad y las propiedades de absorción de impacto del propio disco artificial (Caínzos, 2019).

En México las hernias de disco, han ido en aumento, la mayoría de las personas que han presentado dicha patología lo ha detonado la obesidad. El estado de Baja California Norte y Baja California Sur, son los estados que presentaron la más alta prevalencia de exceso de peso (41.7 y 45.5%, respectivamente), siendo dicha enfermedad un detonante para que dichas personas presenten hernia de disco (Flores, 2021).

La marcha bípeda es la actividad básica de locomoción desarrollada por los humanos en su vida cotidiana. Su estudio permite realizar aplicaciones en tres grandes ramas: análisis fisiológico y aplicaciones médicas (diagnóstico de patologías de la marcha, diseño de prótesis y órtesis, estrategias de rehabilitación, etc), computación (animación virtual, reconocimiento de patrones) y aplicaciones robóticas (robots humanoides, exoesqueletos, etc.) (Contreras et al., 2012).

En México, los análisis biomecánicos de la marcha se realizan en mayor medida dentro del área médica y de rehabilitación, puesto que tienen el objetivo de brindar una

alternativa de tratamiento más óptima a niños o adultos con trastornos músculo- esqueléticos específicos o personas que perdieron alguna extremidad inferior (Flores, 2021).

Lo mencionado anteriormente, ha sido razón suficiente para realizar un estudio de caso con el fin de identificar si se presentan alteraciones en la marcha en paciente con prótesis de núcleo pulposo en la columna vertebral L1-L4, buscando si se cumple con los patrones normales después de la intervención de cirugía.

A continuación, se describirán algunos conceptos importantes para la comprensión de este estudio.

1.1 Columna vertebral

La columna vertebral humana es una estructura rígida, que permite soportar presiones, y a la vez flexible, lo que le da un gran rango de movilidad, obsérvese la figura 1. Estos dos conceptos son antagónicos en sus funciones, pero a lo largo de la evolución se han experimentado y el resultado es un equilibrio conveniente a las necesidades motoras del ser humano. Este equilibrio, casi perfecto, se logra mediante los sistemas que interactúan para la obtención del resultado de estabilidad, protección, flexibilidad, elasticidad y gran movilidad de la columna vertebral. Estos resultados son consecuencia de la combinación de cuatro importantes capacidades que se reúnen en nuestro cuerpo para darnos las tan amplias posibilidades motoras por las cuales se expresan nuestros movimientos: la rigidez, la estabilidad, la flexibilidad y la elasticidad (Oliveira et al., 2011).

En el pleno funcionamiento y manifestación de estas cuatro cualidades que se reúnen en nuestro cuerpo, está el equilibrio necesario para la preservación y mantenimiento de la columna vertebral, proporcionando un aumento cronológico de sus capacidades funcionales.

Cuando una o más de estas cuatro funciones pierde o disminuye su aportación, producirá un desequilibrio que conlleva a desarreglos biomecánicos en la columna, resultando en sobrecargas de funciones sobre determinadas estructuras que, en situación de stress, sufren una disminución de sus capacidades funcionales y consecuentemente de su vida útil. En consecuencia, de este desequilibrio podrá producirse diversos tipos de lesiones y en diferentes grados de manifestación que resultan en las tan frecuentes algias de la columna vertebral (Oliveira et al., 2011).

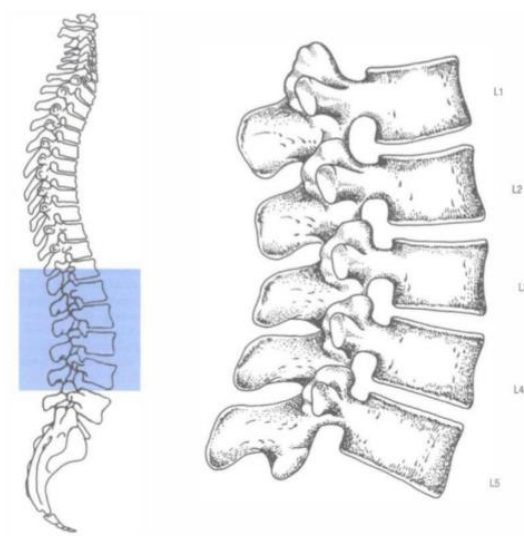


Figura 1. *Columna vertebral lumbar.*

Fuente: (Caínzos, 2019. p.15).

1.1.1 Disco Intervertebral

En los espacios existentes entre cada vértebra encontramos el disco intervertebral. El disco intervertebral es un elemento de fibrocartílago que une los cuerpos vertebrales y se compone de dos estructuras distintas, el núcleo pulposos y el anillo fibroso. El núcleo pulposos se localiza en la parte central del disco, de una consistencia gelatinosa que deriva

embriológicamente de la notocorda embrionaria, está formado por mucopolisacáridos y un 88% de agua, contiene algunas fibras colágenas dispuestas en tractos fibrosos, pero carece de vasos y nervios. Tiene como función amortiguar las presiones intervertebrales a través de su capacidad hidráulica y elástica de absorber las cargas compresivas. Alrededor del núcleo pulposo está el anillo fibroso, constituido por una serie de capas fibrosas concéntricas de colágeno que en su disposición y orientación permiten la sujeción del núcleo pulposo y la especial capacidad de resistir a las fuerzas de tracción (Oliveira et al., 2011).

El disco intervertebral tiene un papel fisiológico específico en la biomecánica de la columna vertebral: soportar y transmitir presiones. Este papel depende por un lado de las propiedades físico-químicas que posee la sustancia fundamental de mantener la presión osmótica y la permeabilidad hidráulica y, por otro lado, de la conservación de las propiedades estructurales del disco, tales como el mantenimiento y correcta orientación de las fibras colágenas. Pero este equilibrio y conservación de las estructuras físicas propias del disco a su vez dependen del equilibrio de su estructura bioquímica y de las proporciones que conserven sus componentes fundamentales: proteoglicanos, colágeno y agua. Estos tres elementos pueden variar en cantidad o calidad según la zona del disco, sea más periférica o más central, según la edad y también dependiendo del grado de exigencia a que es sometido el disco o en el caso que sufra alguna lesión específica como infecciosa, traumática o tumoral (Oliveira et al., 2011).

Los discos amortiguan las presiones entre vértebras y en su forma anatómica son responsables de las curvas fisiológicas de lordosis cervical, cifosis dorsal, y lordosis lumbar (Oliveira et al., 2011).

1.1.2 Diagnóstico

En un estudio anatómico de 600 discos se evidenció que el fenómeno de degeneración discal aparece en los varones en la segunda década y en las mujeres una década más tarde. A la edad de 50 años el 97% de los discos lumbares están degenerados y los segmentos más afectados son el L3-L4, L4-L5 y L5-S1. La tendencia que presenta el núcleo a herniarse por su zona posterolateral se debe a varios factores: menor resistencia del anulus en la zona posterior y lateral, mayor protección por parte del ligamento longitudinal posterior en su zona posterior-media y desplazamiento del núcleo hacia atrás en los movimientos de flexión de la columna. Está demostrado que las presiones verticales estrictas no lesionan el disco ni pequeñas inclinaciones de 6° a 8° en cualquier plano le provocan fallos. A partir de los 15° de flexión el disco ya es lesionable. La aplicación de una fuerza vertical brusca hace que se comporte de forma rígida por efecto hidrostático y sobrepasa la resistencia de los cuerpos vertebrales, rompiéndolos (Miralles, 2001).

La flexión del tronco incrementa de manera progresiva la carga en la columna lumbar y llega hasta 220% de la carga en posición ortostática, dicha carga se distribuye entre todas las estructuras vertebrales. Durante la flexión del tronco, el anillo se desplaza en posición ventral y la porción central del disco se mueve hacia la porción posterior. Estos aspectos ayudan a comprender la patología discal y vertebral, de forma especial en los desgarramientos anulares posterocentrales del DIV (Lomelí-Rivas A & Je, 2019).

El mecanismo que más lesión puede producir es el de torsión, especialmente en los discos más bajos, que al mismo tiempo son más ovalados. Estos esfuerzos son absorbidos en un 35% por el disco intervertebral sano y en un 65% por las articulaciones, músculos y ligamentos. Farfán demostró que, ante este mecanismo, un disco sano tiene un 25% más de

resistencia que un disco degenerado pudiéndose lesionar a partir de los 16º de rotación. Los discos menos ovalados (los más altos) tienen mayor resistencia (Miralles, 2001).

1.1.3 Tratamiento

En la medida de lo posible, es preferible la utilización de tratamientos conservadores para la degeneración del disco, esto es, terapia física, relajación, apoyos, o incluso el bloqueo del nervio a través de inyecciones espinales. Sin embargo, el éxito de estos tratamientos es relativo, ya que los primeros síntomas clínicos generalmente se producen cuando la degeneración del disco ya está muy avanzada. Si el tratamiento conservador no alivia los síntomas clínicos, como el dolor, déficit sensorial o déficit motor, entonces se debe recurrir a tratamientos quirúrgicos (Caínzos, 2019).

El plasma rico en plaquetas (PRP) se ha definido como un cóctel de factores de crecimiento con el potencial de promover la diferenciación de las células del núcleo pulposo y la reconstitución del tejido del núcleo pulposo humano (Sanapati et al., 2018).

Las inyecciones de PRP son un medio prometedor para regenerar o reparar el tejido del disco. Recientemente, un pequeño número de estudios de casos, como los presentados por Lutz y colegas, han promovido la inyección de PRP como un medio relativamente seguro para tratar a pacientes con enfermedad degenerativa del disco que han fallado con otros medios para controlar el dolor lumbar (Urits et al., 2019).

1.2 Tipologías de cirugías de degeneración de disco intervertebral

Se establece la indicación quirúrgica cuando es posible identificar un cuadro mecánico, compresivo o de inestabilidad que no responde al tratamiento conservador y pueda solucionarse con un gesto mecánico de descompresión y/o estabilización quirúrgica. La

indicación y selección de una técnica intervencionista debe hacerse teniendo en cuenta la evolución de la clínica, la respuesta a otros tratamientos, las peculiaridades del paciente, la tasa de complicaciones y la posibilidad de recidivas. Los procedimientos quirúrgicos a utilizar son la descompresión radicular y la artrodesis vertebral o la suma de los dos en ciertas patologías. La descompresión libera los elementos neurales comprimidos por estructuras óseas o discales que son la causa del dolor y del déficit (Rull Bartomeu et al., 1996).

Técnicas menos invasivas, como la nucleotomía percutánea y la nucleoplastia apuntan respectivamente a eliminar o desintegrar el material de núcleo degenerado que causa la hernia de disco. De un modo más experimental, la terapia electrotérmica intradiscal implica la inserción percutánea de una resistencia térmica que tiene como objetivo reducir las fibrillas de colágeno de la corona circular y en consecuencia la protuberancia del disco. Por otra parte, se siguen investigando tratamientos enfocados a la reparación del disco degenerado, desarrollando la ingeniería de tejidos implantables que tienen características similares a las del tejido del núcleo pulposo sano (Caínzos, 2019).

La artrodesis consiste en la distracción y la inmovilización quirúrgica de una articulación, en este caso de una unidad funcional vertebral, para aliviar el dolor y prevenir la inestabilidad mecánica. Los elementos posteriores permanecen sólidamente juntos, manteniendo la distracción entre los cuerpos vertebrales y la estabilidad articular (Caínzos, 2019).

A día de hoy existen diversas técnicas de artrodesis vertebral. Algunas están más adaptadas a las patologías específicas como espondilolistesis, que consiste en un movimiento hacia delante de una vértebra sobre la vértebra subyacente, lo que requiere un cojinete adicional en la dirección sagital para evitar la inestabilidad. En general, las técnicas de

artrodesis están evolucionando para mejorar la tasa de fusión vertebral, utilizando injerto óseo e implantes (Caínzos, 2019).

Técnicas principales de artrodesis:

***La fusión posterolateral**, consiste en la implantación de injerto óseo en la zona posterolateral del espacio intervertebral, con o sin el uso de fijaciones internas (Caínzos, 2019).

***Fijación con tornillos pediculares/laminares**, consiste en la sujeción de dispositivos de estabilización posterior, como alambres, ganchos o tornillos, que mejoran la tasa de fusión (Caínzos, 2019).

***La fusión intersomática lumbar posterior (PLIF)**, consiste en la extirpación del disco degenerado y la implantación de injerto óseo por la parte posterior. Por lo general, se asocia con fijación interna y laminectomía parcial o total (Caínzos, 2019).

***Fusión intersomática lumbar anterior (ALIF)**, consiste en la extirpación del disco degenerado y la implantación de injerto óseo por la parte anterior. Puede estar asociado con fijación interna para mejorar la tasa de fusión (Caínzos, 2019).

***Jaula de fusión intervertebral**, se utiliza para favorecer la fusión y mejorar el soporte estructural del injerto óseo en el espacio intervertebral, que puede colapsar y causar inestabilidad. Puede estar asociado con fijación interna para mejorar la tasa de fusión (Caínzos, 2019).

***La fusión circunferencial**, se caracteriza por la eliminación de todas las fuentes potenciales de dolor en las estructuras anterior y posterior, y una alta estabilidad. El procedimiento generalmente tiene en cuenta una combinación de enfoques anteriores y posteriores (Caínzos, 2019).

La artroplastía:

La artroplastía espinal está indicada para el dolor agudo de espalda causado por la enfermedad degenerativa del disco y para la que los tratamientos conservadores han fracasado (Caínzos, 2019).

Los dispositivos artificiales para la artroplastia espinal pueden clasificarse en dos grupos principales: las prótesis de núcleo para la sustitución parcial de disco, y las prótesis de disco para la sustitución total de disco. Las prótesis de disco pueden considerarse en sí mismas dispositivos móviles, típicamente constituidos por partes sólidas deslizantes y flexibles de material blando que imitan las características del comportamiento de un disco natural (Caínzos, 2019).

Algunas de las principales prótesis intervertebrales lumbares utilizadas clínicamente: Acroflex, J&J Depuy Spine, originalmente Depuy Acromed (Raynham, MA). Maverick, Medtronic Sofamor Danek (Minneapolis, MN). SB Charité, J&J Depuy Spine, originalmente Link Spine Group (Hamburgo, Alemania). PDN, Raymedica (Minneapolis, MN). Prodisc, J&J Depuy Synthes, originalmente Spine Solutions (Nueva York, NY) (Caínzos, 2019).

1.2.1 Discos artificiales

La columna vertebral dadas sus características anatómicas presenta estructuras que limitan sus movimientos en los tres planos de manera natural (flexión-extensión, inclinación lateral y rotación axial), por este motivo es importante disponer de un implante que no altere las características naturales de movimiento, principio básico de la artroplastía. Con este objetivo, mantener la cinemática de la columna, se trabaja en dos estrategias de diseño articular, los discos no restringidos (unconstrained) y los semi-restringidos (semiconstrained) como se muestra en la tabla 1. Se denomina restricción a la capacidad de estabilidad mecánica y dinámica que puede tolerar un implante; en la medida que se aumenta la restricción, la

superficie del implante es sometida a una carga cinética mayor sobre sus componentes llevando a perder la interfase hueso-prótesis y comprometiendo el movimiento. Por este motivo las prótesis sin restricción no interfieren con la dinámica natural de la columna, permiten el movimiento y tienen también la posibilidad de 6 grados de translación, desplazamiento fisiológico de la superficie discal durante todos los movimientos en los tres ejes (Diaz et al., 2006).

Los implantes semi-restringidos, aunque permiten movimiento en todos los planos, limitan la translación en flexión- extensión e inclinación lateral dado su eje de rotación fija; busca disminuir la carga a nivel de las articulaciones facetarias (Diaz et al., 2006).

Las partes metálicas de los discos artificiales móviles sólidos por lo general constan de una aleación de titanio o una aleación de cromo, cobalto y molibdeno (CoCrMo) (Caínzos, 2019).

Tabla 1. Algunos tipos de prótesis de disco intervertebral y sus características.

Prótesis	Descripción	Disposición	Elemento elástico	Fijación	Material	Altura en cm
CHARITÉ®	Dos placas y un núcleo de polietileno, el cual se encuentra libre dentro de las placas terminales	Biarticular no constreñido	No	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Cromo-Cobalto	10.5 y 11.5

PRODISC®	Un disco de polietileno ultraligero entre las placas	Articulaciones esféricas	No	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno	12 y 14
MAVERICK®	Disco de polietileno ultraligero entre sus placas	Articulaciones esféricas	No	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de cromo-Cobalto-Molibdeno	12 y 14
FLEXICORE®*	Diseño metal-metal, con una articulación esférica, con limitantes mecánicas	Metal-metal semiconstreñido	No	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Cromo-Cobalto-Molibdeno	No disponible
ACROFLEX®	Dos placas terminales o con un centro de polímero vulcanizado a éstas	Constreñido	Si	Dientes y porosidad en placas terminales	Titanio	No disponible

PROTESIS DISEÑADA	Dos placas terminales metálicas con un núcleo de polietileno más un muelle que permite la disposición de energía	Articulación esférica semiconstreñido	Si	Dientes y porosidad en placas terminales	Aleación de Titanio Ti-6Al-4V	10**
----------------------	--	---	----	---	-------------------------------------	------

* Retirado en 2002 debido al potencial carcinogénico del polímero empleado.

** Altura congruente con la antropometría de la población mexicana.

Fuente: Elaboración propia con información extraída de (García Y Alonso, 2013. p.57)

1.2.2 Ventajas de la cirugía

La indicación para una prótesis de núcleo es aún polémica. Conceptualmente, una prótesis de núcleo puede ser utilizada como un complemento de la discectomía, ya que puede hacer frente a los riesgos asociados con la discectomía y conserva los beneficios de la misma. Aunque la prótesis de núcleo podría no añadir ninguna mejoría en cuanto al alivio de la ciatalgia para el paciente con discectomía, podría ofrecer un beneficio para el alivio del dolor de la espalda baja, recuperando o manteniendo la altura normal del disco y su estabilidad. El dispositivo también debe ser capaz de sustituir algunos procedimientos de fusión (no todos) (Caballero Y Aguirre, 2014).

1.3 Marcha Humana

Durante los primeros años de su infancia, el ser humano aprende a caminar de forma natural, experimentando con su cuerpo hasta alcanzar un estilo propio. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, así como de las modificaciones que dicho patrón experimenta debido a la influencia de diversos factores, intrínsecos o extrínsecos al sujeto y, sobre todo, bajo determinadas condiciones patológicas (Norman, 2011).

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo, mientras que, en la carrera, como en el salto, existen fases aéreas, en las que el cuerpo queda suspendido durante un instante. También se puede definir como un desequilibrio permanente hacia delante (Sanz, 2006).

El patrón de marcha está relacionado con múltiples factores: extrínsecos (terreno, tipo de calzado, vestido, transporte de carga); intrínsecos (edad, sexo); físicos, (medidas antropométricas); psicológicos relacionados con la personalidad y las emociones del individuo; fisiológicos (periodo de gestación, proceso normal de envejecimiento); patológicos como traumatismos, patologías neurológicas, músculo esqueléticas o trastornos psiquiátricos; por lo tanto la influencia de éstos factores podrían modificar el patrón de marcha generando alteraciones transitorias o permanentes, locales o generales (Brown et al., 2013).

1.3.1 Ciclo de la marcha

El ciclo de marcha es la secuencia de acontecimientos que tienen lugar desde el contacto de un talón con el suelo, hasta el siguiente contacto del mismo talón con el suelo. Cada ciclo de marcha comprende dos pasos, siendo el paso la actividad entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral (Sanz, 2006). El ciclo de marcha comienza cuando un pie hace contacto con el suelo y termina con el siguiente contacto del mismo, como se presenta la figura 2. A la distancia entre estos dos puntos de contacto con el suelo se le llama un paso completo (Norman, 2011).

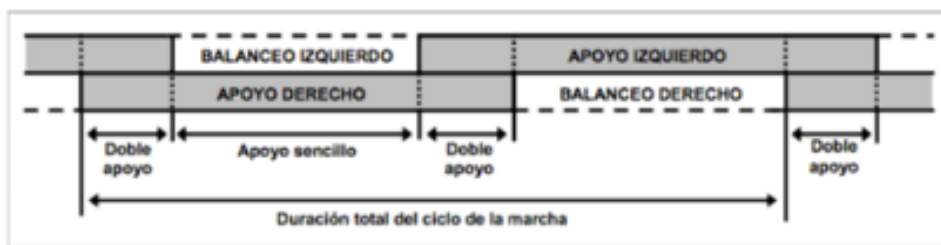


Figura 2. Ciclo de la marcha.

Fuente: (Herrera Y Sánchez, 2018. p.363)

1.3.2 Fases de la marcha

Para su mejor comprensión y análisis, se puede desglosar la marcha en fases individuales: la fase de apoyo y la fase de balanceo. La fase de apoyo comprende un 60% del ciclo; mientras que la fase de balanceo, cumple con el 40% restante. Dentro del ciclo también existe el doble apoyo que comprende el 20 % del ciclo.

La marcha comienza con un doble apoyo para pasar a la fase de apoyo o balanceo dependiendo del punto a estudiar (Herrera Y Sánchez, 2018).

El ciclo se puede subdividir en 8 fases.

Las fases de apoyo se subdividen en 5 fases (Herrera Y Sánchez, 2018).

***Contacto de talón:** El instante en el que el talón toca el suelo.

***Apoyo plantar:** Contacto de la parte anterior del pie con el suelo.

***Apoyo medio:** Es el momento en el que el trocánter mayor se alinea verticalmente con el centro del pie (visto desde el plano sagital).

***Elevación de talón:** Cuando el talón se eleva del suelo.

***Despegue del pie:** Momento en el que los dedos se despegan del suelo.

La fase de balanceo se divide en 3 subfases (Herrera & Sánchez, 2018):

***Aceleración:** Momento característico debido a su aceleración de la pierna que surge después de la fase del despegue de pie.

***Balanceo Medio:** Cuando la pierna en balanceo rebasa a la pierna de apoyo.

***Desaceleración:** Característica que realiza la pierna al fin del ciclo, para dar comienzo nuevamente. Observe la Figura 3.

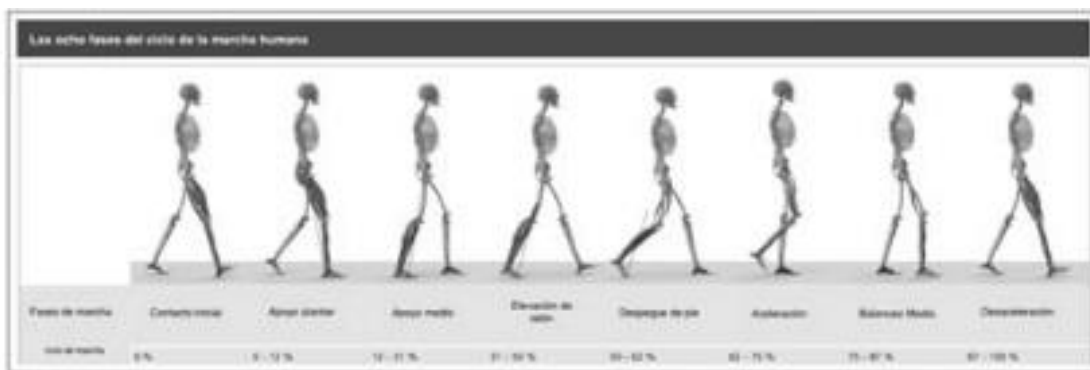


Figura 3. Fases de la marcha: *Apoyo inicial; Respuesta a la carga; Apoyo medio; Apoyo final; Fase de pre balanceo; Balanceo inicial; Balanceo medio; Balanceo final.*

Fuente: (Herrera Y Sánchez, 2018. p. 363).

1.3.3 Parámetros espaciotemporales de la marcha

Es la toma de conciencia de los movimientos en el espacio y el tiempo de forma coordinada. Según Mucchielli, la estructuración espacio-temporal implica un paso más en el orden de complejidad de la organización del espacio y el tiempo, derivado del análisis intelectual que supone conjugar los datos obtenidos a través de estas percepciones y que permite encadenar movimientos, comparar velocidades, seguir diversas secuencias de movimiento representadas por un ritmo, etc. (Loraine et al., 2017).

***Longitud de paso:** Es la distancia entre sucesivos puntos de contacto de pies alternos con el suelo (Cámara, 2011).

***Tiempo de paso:** El tiempo de paso del miembro inferior izquierdo es el periodo transcurrido desde el contacto inicial del pie derecho hasta el contacto inicial del pie izquierdo. El tiempo de paso del miembro inferior derecho es el lapso desde el contacto inicial del pie izquierdo hasta el contacto inicial del pie derecho (Cámara, 2011).

***Cadencia de pasos:** La cadencia natural se define como, el número de pasos en un tiempo determinado que da una persona cuando anda a velocidad espontánea (Cámara, 2011).

***Longitud de zancada:** Es la distancia en la dirección de progresión entre sucesivos puntos de apoyo del mismo pie en el suelo (Cámara, 2011).

***Anchura de paso:** Es la distancia entre ambos talones y se mide desde el centro articular de cada tobillo; la medición de este parámetro se utiliza para determinar problemas de equilibrio durante la marcha (Flores, 2021). Observe la figura 4.

***Tiempo de zancada:** Comprende el intervalo entre dos apoyos sucesivos del mismo pie en el suelo (Cámara, 2011).

***Tiempo de apoyo bipodal:** Comprende el tiempo en el que ambos pies están apoyados en el suelo (Cámara, 2011).

***Tiempo de apoyo monopodal:** El tiempo de apoyo monopodal comprende el intervalo en el que sólo un pie está en contacto con el suelo (Cámara, 2011).

***Tiempo de balanceo:** Es el tiempo en el que el pie no está en contacto con el suelo. Coincide en magnitud con el tiempo de apoyo monopodal del pie contrario (Cámara, 2011).

***Velocidad:** Es la relación de la distancia recorrida en dirección de la marcha por unidad de tiempo ($\text{Velocidad} = \text{Distancia} / \text{Tiempo}$) (Loraine et al., 2017).

***Velocidad espontanea:** Es la velocidad de marcha que lleva un sujeto de manera natural, es decir, sin que este siendo alterada por algún factor externo (impuesta por alguien) o interno (seleccionada por el poco tiempo para llegar de un sitio a otro) y por este motivo requiere un mínimo gasto de energía (Flores, 2021).

***Velocidad impuesta:** Es la que se le impone a un individuo, impidiendo que pueda desarrollar su marcha con normalidad, pudiendo entonces, alterar los valores obtenidos dentro de cualquier estudio biomecánico (Flores, 2021).

***Velocidad de Balanceo:** Tiempo en que se demora un miembro inferior desde la aceleración inicial hasta el siguiente paso (Loraine et al., 2017).

***Velocidad media:** Producto de la cadencia por la longitud de la zancada expresada en m/s (Loraine et al., 2017).

***Cadencia o ritmo del paso:** Se relaciona con la longitud del paso y representa habitualmente el ritmo más eficiente para ahorrar energía en ese individuo en particular y según su estructura corporal (Loraine et al., 2017).

Los individuos más altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más pequeños dan pasos más rápidos. Puede ir entre 90 a 120 pasos/min (Brown et al., 2013).

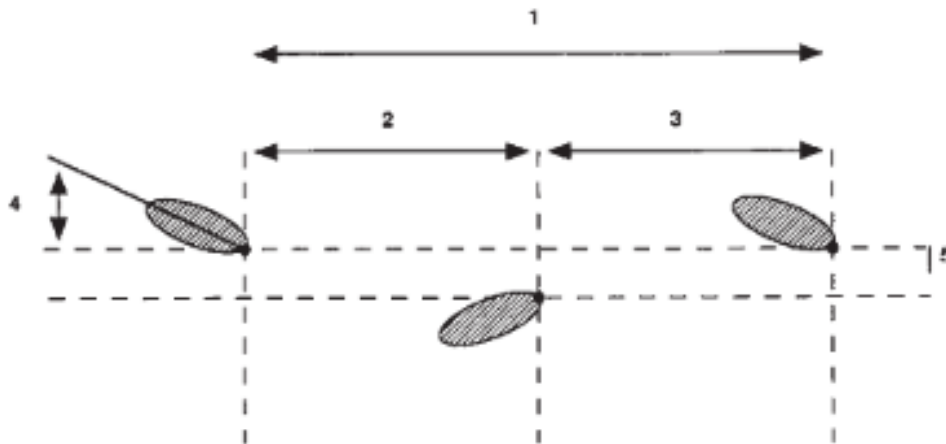


Figura 4. Parámetros del paso: 1, Longitud de paso; 2, semi paso o zancada derecha; 3, semi paso o zancada izquierda; 4, Angulo de paso; 5, Ancho del paso.

Fuente: (Casillas et al., 1996. p.3).

1.3.4 Parámetros cinemáticos de la marcha

El análisis cinemático describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha (Norman, 2011).

El análisis está dividido en tres intervalos, en los cuales se describe cómo actúan el tobillo, rodilla y cadera en el plano sagital para cada una de las fases (Norman, 2011).

Para interpretar adecuadamente los tres intervalos, es necesario definir los términos dorsiflexión y flexión plantar (Norman, 2011).

La dorsiflexión (extensión) se mide en grados a partir de la posición inicial cero cuando el pie se mueve hacia la superficie anterior de la tibia. La flexión plantar (flexión) se mide en grados, a partir de la posición inicial cero, cuando el pie se mueve alejándose de la superficie anterior de la tibia (Norman, 2011).

1.4 Instrumentos de captura de movimiento 3D

La captura del movimiento 3D de un objeto a partir de dispositivos sensoriales y la formación de imágenes en escena en tiempo real es algo que se puede encontrar en la actualidad comercialmente, en donde se utilizan dispositivos portátiles capaces de presentar al usuario la información en imagen aumentada virtualizada (Gómez et al., 2018). Entre los sistemas basados en visión, cuyo uso se ha generalizado, se encuentra Vicon, Qualysis, Codamotion, Motek, Biometrics, ETB Gaitsmart y Microsoft Kinect (Gómez et al., 2018).

1.4.1 Sistema Vicon

El sistema de captura de movimiento Vicon para obtener ángulos y momentos, ofrece una mayor precisión, mayor rendimiento y mayor funcionalidad que sus versiones precedentes. Está conformado por 11 cámaras de iluminación infrarroja, resolución de hasta un megapíxel y una distancia focal variable y velocidad de 250 cuadros por segundo (cps); dos cámaras de video con frecuencia de 120 hz y una resolución de 1280 y 720 HD; y una computadora DELL para la captura de información, observe la figura 5. El software Nexus, requiere las mediciones antropométricas de cada participante (González et al, 2018). Después, se procede a la colocación de los 39 marcadores de acuerdo al modelo Plug in Gait de Vicon® (Vicon Motion Systems, 2017) de cuerpo completo, observe la figura 6.

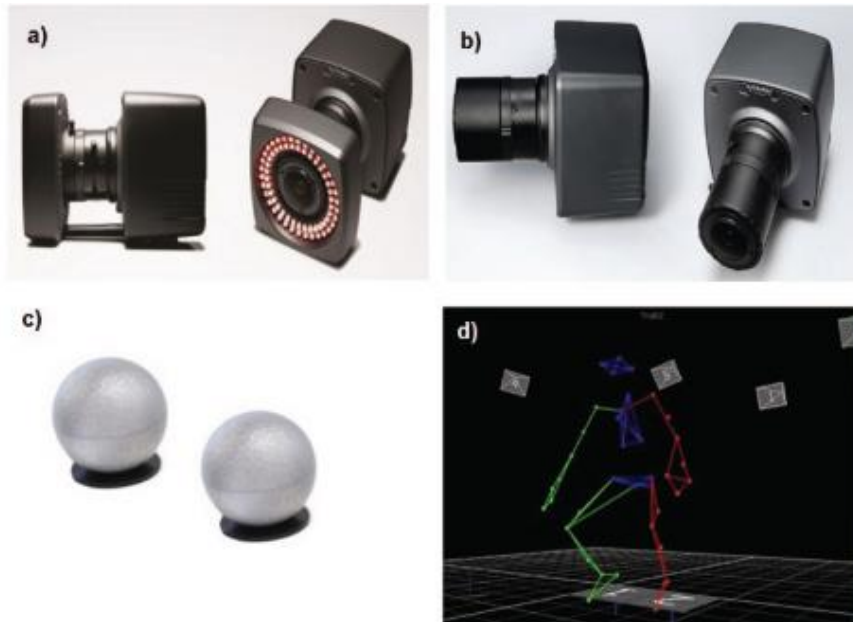


Figura 5. a) Cámara de iluminación infrarroja Vicon® bonita 10 b) Cámara Vicon bonita 720c c) Marcadores reflectantes pasivos y d) Software Nexus 2.

Fuente: (González et al, 2018. p.12).

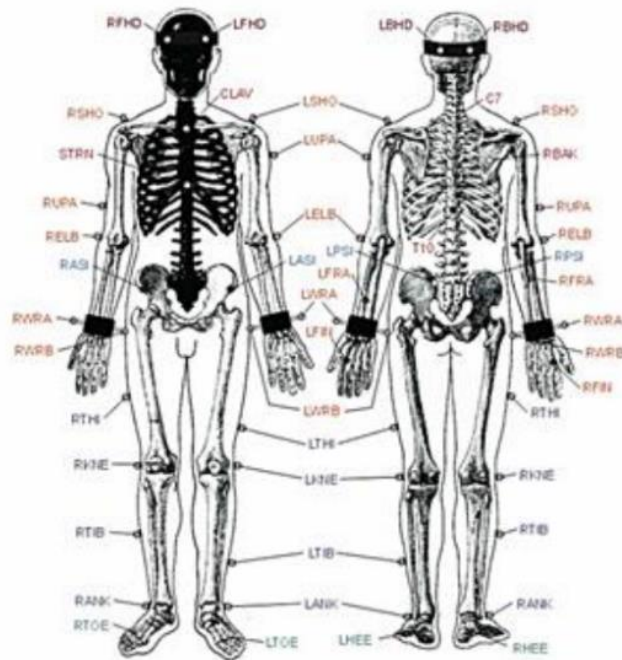


Figura 6. Modelo de marcadores cuerpo completo Plug-in Gait de Vicon.

Fuente: Vicon Motion Systems (2017).

1.4.2 Sistema BIOVEC™ de AMTI™

El sistema BIOVEC™ de AMTI™, está integrado por cuatro plataformas de fuerza. Dos plataformas de fuerza-modelo OR6-6 (figura 7), con una capacidad de 2000 lb con una frecuencia de 1000 Hz en Fz y de 550 Hz para Fx y Fy, un amplificador y el software BioAnalysis™ (Advanced Mechanical Technology, 2000), está especialmente diseñada para la medición precisa de las fuerzas de reacción al suelo. La plataforma mide los tres componentes ortogonales de la fuerza a lo largo de los ejes X, Y y Z, y los momentos sobre los tres ejes. Los sistemas BIOVEC™ de AMTI™ son sistemas completos de plataformas de fuerza para el análisis de la marcha (González et al, 2018) .



Figura 7. Plataformas de fuerza modelo OR6-6 de AMTI™.

Fuente: (González et al, 2018. p.12).

Las otras dos son modelo ORG-7 (figura 8) con una capacidad de 1000 lb, una frecuencia de 480 Hz en Fz y de 300 Hz en Fx y Fy, ambos modelos utilizan amplificador y el software Netforce.

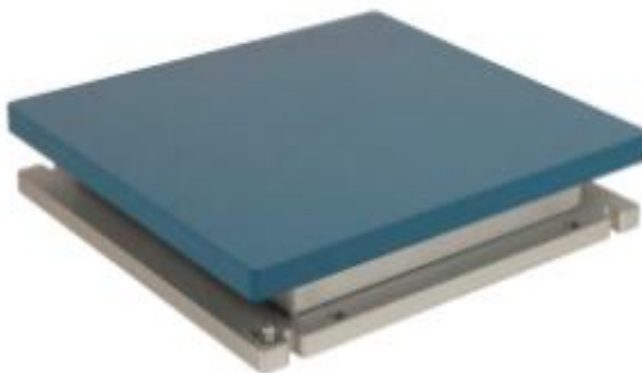


Figura 8. Plataformas de fuerza modelo OR6-7 de AMTI™.

Fuente: (Flores, 2021. p.31).

Se utilizó este modelo Plug-in Gait Reference Guide, está definido por 39 de marcadores reflectantes pasivos se colocan en lugares específicos del cuerpo, como se observa en la figura 6. Para registrar posiciones y ángulos del tronco, miembros y extremidades superiores e inferiores. En la tabla 2 se presentan las etiquetas de cada marcador y la posición.

Tabla 2. Marcadores, descripción y posición de las etiquetas para colocar los marcadores.

Marcadores	Descripción	Posición
LFHD	Left front head	Delante de la cabeza lado izquierdo
RFHD	Right front head	Delante de la cabeza lado derecho
LBHD	Left back head	Detrás de la cabeza lado izquierdo
RBHD	Right back head	Detrás de la cabeza lado derecho
C7	7th Cervical Vertebrae	Séptima vértebra cervical

T10	10th Thoracic Vertebrae	Décima vértebra torácica
CLAV	Clavicle	Clavícula
STRN	Sternum	Esternón
RBAK	Right Back	Lado derecho de la espalda
LSHO	Left shoulder marker	Marcador del hombro izquierdo
LUPA	Left upper arm marker	Marcador de la parte superior izquierda del brazo
LELB	Left elbow	Codo izquierdo
LFRA	Left forearm marker	Marcador del antebrazo izquierdo
LWRA	Left wrist marker A	Marcador de la muñeca izquierda A
LWRB	Left wrist marker B	Marcador de la muñeca izquierda B
LFIN	Left fingers	Dedos izquierdos
RSHO	Right shoulder	Marcador del hombro derecho
RUPA	Right upper arm	Marcador de la parte superior derecha del brazo
RELB	Right elbow	Codo derecho
RFRM	Right Forearm	Marcador del antebrazo derecho
RWRA	Right Wrist Marker A	Marcador de la muñeca derecha A

RWRB	Right Wrist Marker B	Marcador de la muñeca derecha B
RFIN	Right finger	Dedos lado derecho
LASI	Left ASIS	Colocado directamente sobre la espina ilíaca anterior superior izquierda
RASI	Right ASIS	Colocado directamente sobre la espina ilíaca anterior superior derecha
LPSI	Left PSIS	Colocado directamente sobre la espina ilíaca posterior superior izquierda
RPSI	Right PSIS	Colocado directamente sobre la espina ilíaca posterior superior derecha
LKNE	Left knee	Colocado en el epicóndilo lateral de la rodilla izquierda
LTHI	Left thigh	Coloca el marcador sobre la superficie inferior lateral de 1/3 del muslo, justo debajo del giro de la

LANK	Left ankle	mano, aunque la altura no es crítica. Situado en el maléolo lateral a lo largo de una línea imaginaria que pasa por el eje transmaleolar.
LTIB	Left tibial wand marker	Similar a los marcadores del muslo, estos se colocan sobre el 1/3 inferior de la espiga para determinar la alineación del eje de flexión del tobillo.
RKNEE	Right knee	Colocado en el epicóndilo lateral de la rodilla derecha
RTHI	Right thigh	Coloca el marcador sobre la superficie superior lateral de 1/3 del muslo, justo debajo del giro de la mano, aunque la altura no es crítica.
RANK	Right ankle	Situado en el maléolo lateral a lo largo de una línea imaginaria que pasa por el eje transmaleolar.
RTIB	Right tibial wand marker	Similar a los marcadores del muslo, estos se colocan sobre el 1/3 superior de la espiga para determinar la alineación del eje de flexión del tobillo.

LTOE	Left toe	Colocado sobre la segunda cabeza del metatarso, en el lado medio del pie del equinoccio entre el pie delantero y el medio del pie.
LHEE	Left heel	Colocado en el calcáneo a la misma altura sobre la superficie plantar del pie que el marcador del dedo del pie
RTOE	Right toe	Colocado sobre la segunda cabeza del metatarso, en el lado medio del pie del equinoccio entre el pie delantero y el medio del pie derecho.
RHEE	Right heel	Colocado en el calcáneo a la misma altura sobre la superficie plantar del pie que el marcador del dedo del pie derecho.

Nota: Las letras mayúsculas al inicio de las columnas de marcadores son las abreviaturas de las etiquetas que aparecerán en el sistema de captura de movimiento.

Fuente: Elaboración propia con base a datos de Vicon Motion Systems, (2017).

Capítulo II

Planteamiento del problema

2. Planteamiento del problema

Una estimación de la carga mundial de enfermedad en 2010 (GBD por sus siglas en inglés) colocó al dolor lumbar entre las diez principales enfermedades y lesiones en cuanto a años de vida ajustados por discapacidad (Martínez, 2017).

El dolor lumbar es bastante frecuente en el mundo occidental, con una prevalencia que alcanza 80% y representa una de las primeras causas de ausentismo laboral; se ha demostrado la alta asociación del dolor lumbar con la degeneración del disco intervertebral a nivel lumbar, sin excluir otras causas etiológicas de la lumbalgia por ejemplo las causas intra abdominales, musculo esqueléticas que presentar dolor referido a esta zona corporal (Toro, 2017).

Alrededor de un total de \$240 mil millones de dólares es el costo anual total generado por atención médica en los Estados Unidos, debido a personas con diversidad de afecciones musculoesqueléticas. De esta suma, alrededor de \$77 mil millones o 0.9% GDP no se hubiera originado en ausencia de las condiciones musculoesqueléticas, tomando en cuenta gastos directos e indirectos (Martínez, 2017).

En México de acuerdo con especialistas del Instituto Mexicano del Seguro Social, cuatro de cada cinco adultos presentan, en algún momento de su vida, lumbalgia. Este padecimiento es un problema de salud pública muy grave. En el país, representa la segunda causa de consulta para el médico familiar. Actualmente, se considera que cada año cerca de 50% de las personas laboralmente activas sufre un episodio de esta enfermedad y hasta 80% de la población en general presentará al menos un cuadro agudo de la misma (García Y Alonso, 2013).

Las afecciones músculo esqueléticas de la zona lumbar son uno de los principales problemas que se va desarrollando a lo largo de los años mediante un proceso normal de envejecimiento que va de la mano con el desgaste de estas estructuras. Estrictamente no existe una edad en la que se presente este tipo de afectaciones en la zona lumbar, sin embargo, claro está que, en dependencia del estilo de vida de las personas, es decir, si la persona presenta obesidad u otras patologías, si practica poca o nula actividad física, etc., estos problemas pueden suceder en diferentes momentos del tiempo, es decir, tanto en adultos, como en adultos jóvenes o adultos mayores.

La marcha es un movimiento que está dentro de las habilidades motrices básicas del ser humano, con ella, podemos seguir siendo mayormente funcionales en nuestra vida diaria. El problema con las afectaciones en la zona lumbar es que pueden alterar significativamente este proceso, lo cual, a la larga, podría desencadenar otro tipo de dolencias y/o afectaciones que seguramente van a requerir de una intervención.

La obesidad es una de las enfermedades que más daño hace a las estructuras lumbares, el peso excesivo tiene como consecuencia que las curvaturas de la columna vertebral (sobre todo la lordosis) y todas las estructuras que conforman a esta, se deformen, vayan más allá de sus rangos de movimiento y por lo tanto, soportan mayor peso en la zona lumbar, lo que va provocando un desgaste progresivo de los discos intervertebrales, he ahí la importancia de mantener una vida sana realizando actividad física y llevando una buena alimentación.

2.1 Objetivo General

Analizar las alteraciones que se presentan en la marcha en un paciente con prótesis de núcleo pulposo en la columna vertebral L1-L4 con un sistema de captura de movimiento 3D.

2.2 Objetivos específicos

- 1.- Definir un protocolo de medición para realizar las pruebas de evaluación de la marcha.
- 2.- Evaluar los parámetros espaciotemporales (longitud de paso, longitud de zancada, cadencia de pasos y velocidad) y cinemáticos del ciclo de la marcha con el sistema Vicon Nexus.
- 3.- Identificar que parámetros espaciotemporales y cinemáticos del sujeto, son de una marcha normal.

Capítulo III

Metodología

3.1 Participante

El presente estudio se realizó en la ciudad de Mexicali, B.C., en el Laboratorio de Biomecánica y Ergonomía en La Facultad de Deportes, campus Mexicali, B.C. Durante el mes de febrero de 2020. Se analizó la marcha humana a un paciente de género masculino de edad de 57 años con prótesis de núcleo pulposo en L1-L4 en la columna; con un peso de 100.1 Kg y una estatura de 172.6 cm.

La estatura del sujeto se midió mediante un estadiómetro graduado en centímetros presentando una escala de 0 a 250 cm (SECA). Sin zapatos, espalda recta, vista al frente. El análisis de composición corporal se realizó por medio de la bioimpedancia mediante el aparato InBody 720.

En la tabla 3, se presentan las dimensiones antropométricas. Se obtuvieron, utilizando una cinta flexible y un vernier Layette graduado en centímetros. Previo a la captura del análisis de la marcha.

Tabla 3. Registro de las dimensiones antropométricas del paciente.

Parámetro	Sujeto 1	
	Izq	Der
Longitud de pierna	86.6	86.9
Diámetro de rodilla	11.6	11.3
Diámetro de tobillo	8.2	8.0
Desplazamiento de hombro	4.5	4.7
Diámetro de codo	8.1	8.3
Diámetro de muñeca	6.4	6.6
Espesor de mano	3.4	3.2

3.2 Evaluación biomecánica de la marcha

La evaluación biomecánica de la marcha se realizó en el Laboratorio de Biomecánica y ergonomía en la Facultad de Deportes, campus Mexicali, de la Universidad Autónoma de Baja California, ubicado en Monclova S/N, Ex. Ejido Coahuila, C.P. 21360 Mexicali, Baja California, México; el cual cuenta con un equipo de captura de movimiento Vicon® 3D, está conformado con 11 cámaras infrarrojas Bonita 10b y 2 cámaras de video Bonita 720c de alta velocidad, con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Se utilizó el template de cuerpo completo de 39 marcadores reflectantes asociados a referencias anatómicas. Para el registro de las fuerzas de reacción del suelo se utilizó el sistema BIOVEC™ de AMTI™ (cuatro plataformas de fuerzas). Con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. Todos los equipos fueron sincronizados y analizados a través del software de Nexus 2.0. Los datos fueron filtrados con el filtro Butterworth.

Se realizaron cinco ensayos de marcha, se le indicó que se desplazara caminando descalzo a lo largo del laboratorio, iniciando siempre con el mismo pie (derecho), con una velocidad autoseleccionada. Para el análisis biomecánico se seleccionaron tres ensayos partiendo del segundo hasta el penúltimo. El primer ensayo fue excluido, porque es el primer contacto con la tecnología y el último por que el paciente ya está cansado.

3.3 Diseño de estudio

Estudio transversal correlacional

La presente investigación es de enfoque cuantitativo, no experimental y corte transversal-correlacional, con el objetivo de evaluar biomecánicamente, la marcha a una persona con prótesis de núcleo pulposo en L1-L4 en la columna vertebral. Se realizó un análisis cuantitativo de los parámetros espaciotemporales (longitud de zancada, velocidad, cadencia de pasos y longitud de paso) y cinemáticos de la marcha, con el objetivo de analizar la marcha de una persona que presenta obesidad y con prótesis en L1-L4 en la columna vertebral.

3.4 Análisis biomecánico

El análisis biomecánico de la marcha del participante, se realizó, utilizando la herramienta de Microsoft con la paquetería de Excel 2013, con la cual se analizaron las variables espacio-temporales (longitud de zancada, longitud de paso, velocidad del centro de masa, cadencia, tiempo de doble apoyo) y, las variables cinemáticas (ángulo de rodilla, ángulo de cadera y ángulo de tobillo); de esta manera se obtuvieron los datos y gráficos necesarios para interpretar los resultados.

3.5 Análisis Estadístico

Se determinó la estadística descriptiva para todas las variables, se presentan las medias, desviaciones estándar (DE), máximo y mínimo. En las correlaciones se implementó el método paramétrico de Pearson, con un criterio de significancia de $p < 0.05$. Todos los análisis estadísticos se realizaron con el software IBM SPSS versión 23 (SPSS Inc; Chicago, IL, EE. UU).

Capítulo IV

Resultados y discusión

4.1 Resultados del Análisis Biomecánico

En este estudio se analizó a una persona de género masculino con prótesis de núcleo pulposo en la columna vertebral L1-L4.

Se presentan los resultados obtenidos del análisis biomecánico cinemático de los ángulos de cadera, rodilla y tobillo, durante el ciclo de la marcha. En la tabla 4 se presentan los resultados obtenidos y en la figura 9 el comportamiento de la cadera izquierda en el plano sagital. En la tabla 5 y en la figura 10 se encuentran los resultados obtenidos de la misma variable del lado derecho.

Tabla 4. Comportamiento cinemático de cadera izquierda.

ANGULO DE CADERA IZQUIERDA		
NÚMERO DE EVALUACIÓN	MAX FLEXIÓN	MAX EXTENSIÓN
1	40.11	-7.49
2	37.01	-6.59
3	38.21	-6.66

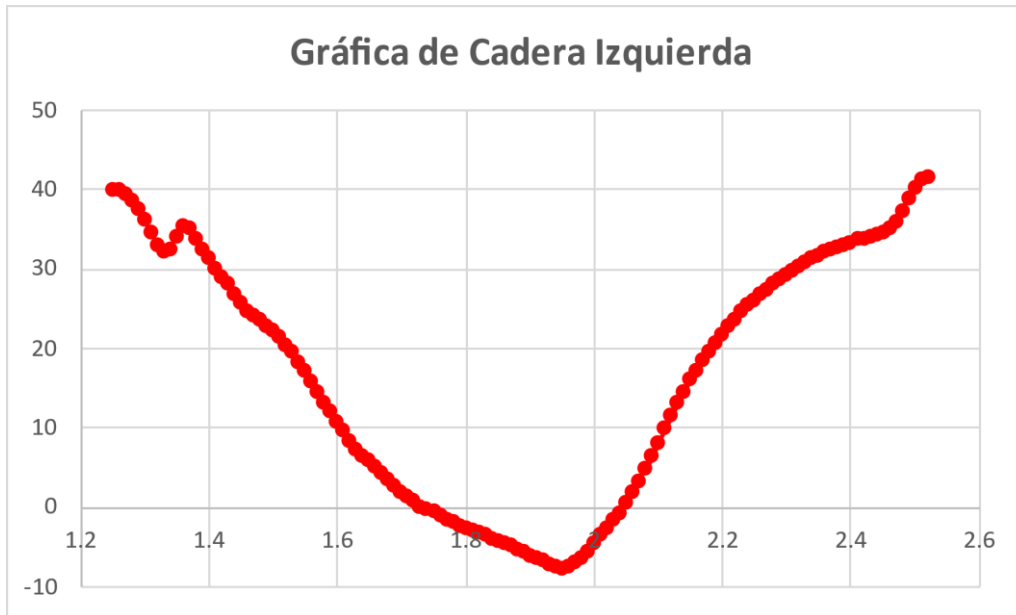


Figura 9. Gráfica del comportamiento de flexión-extensión (plano sagital) de cadera izquierda durante el ciclo de marcha.

Tabla 5. Comportamiento cinemático de cadera derecha.

ANGULO DE CADERA DERECHA		
NÚMERO DE EVALUACIÓN	MAX FLEXIÓN	MAX EXTENSIÓN
1	37.20	-6.35
2	35.64	-4.79
3	37.69	-6.32

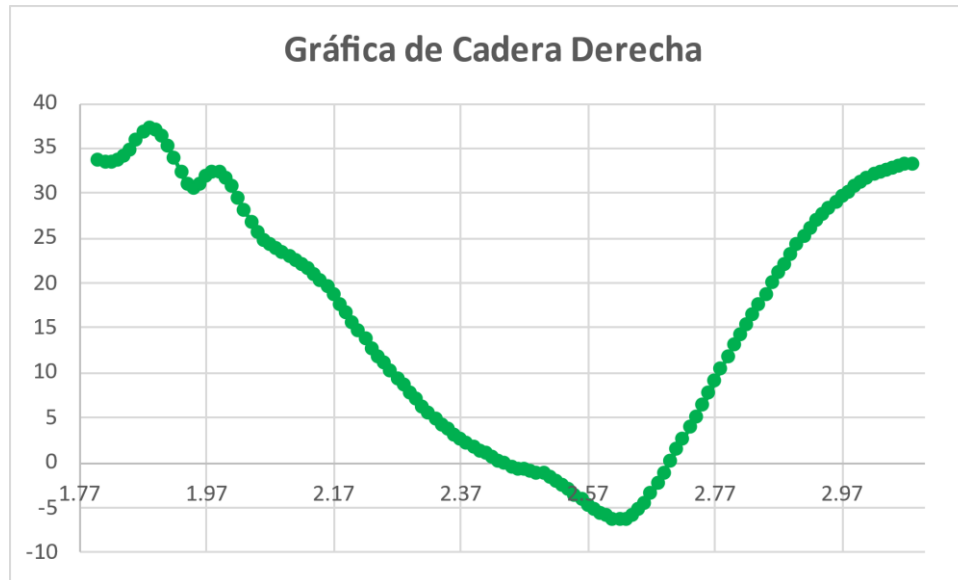


Figura 10. Gráfica del comportamiento de flexo-extensión (plano sagital) de cadera derecha durante el ciclo de marcha.

En la tabla 6 se presentan los resultados obtenidos en las tres repeticiones referente a los ángulos de la rodilla izquierda, en la figura 11 se aprecia el comportamiento de flexo-extensión de dicha rodilla en el plano sagital. De igual forma se presenta los resultados obtenidos de la rodilla derecha en la tabla 7 y figura 12.

Tabla 6. Ángulo de rodilla izquierda durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.

ÁNGULOS DE RODILLA IZQUIERDA				
NÚMERO DE EVALUACIÓN	APOYO		BALANCEO	
	MAX FLEXIÓN	MAX EXTENSIÓN	MAX FLEXIÓN	MAX EXTENSIÓN
1	11.40	0.72	44.44	-4.28
2	11.54	0.26	46.29	-3.67
3	9.69	-0.07	42.61	-3.63

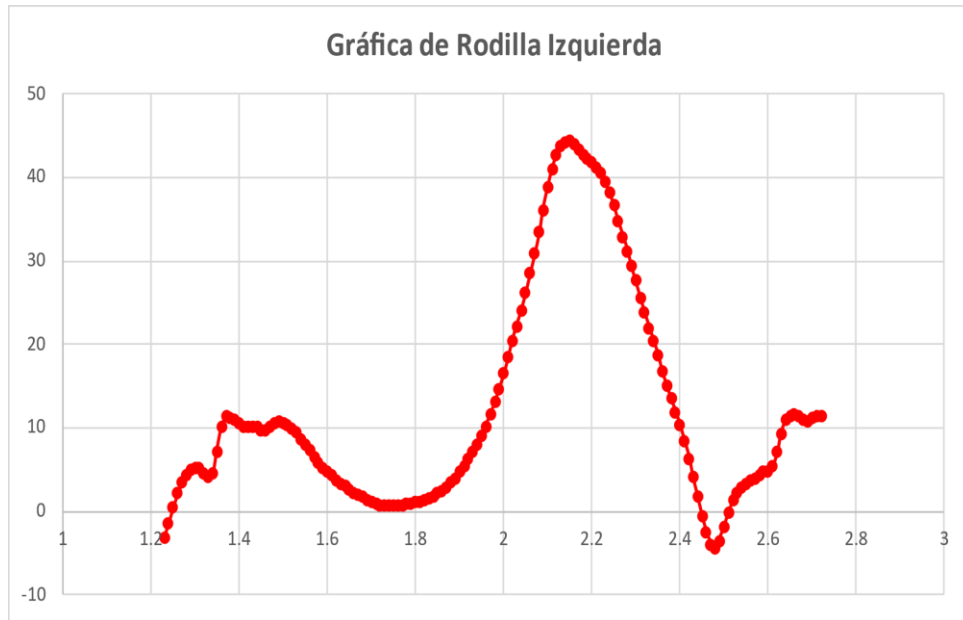


Figura 11. Gráfica del comportamiento de flexo-extensión (plano sagital) de rodilla izquierda durante el ciclo de marcha.

Tabla 7. Ángulo de rodilla derecha durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.

ÁNGULOS DE RODILLA DERECHA				
	APOYO		BALANCEO	
NÚMERO DE EVALUACIÓN	MAX FLEXIÓN	MAX EXTENSIÓN	MAX FLEXIÓN	MAX EXTENSIÓN
1	0.26	-6.47	43.80	-10.32
2	1.36	-6.78	44.24	-10.43
3	1.13	-7.44	40.85	-9.65

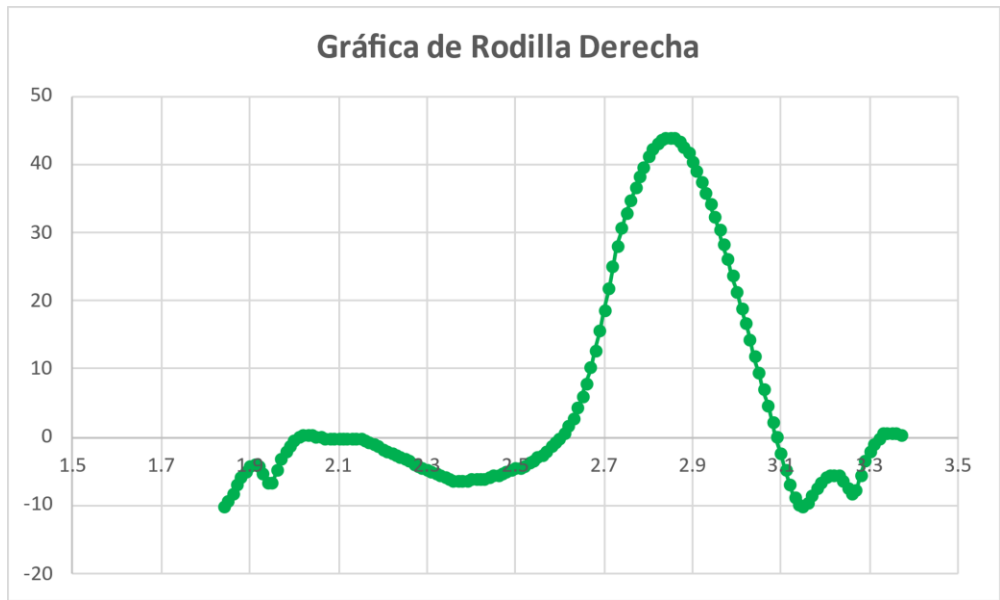


Figura 12. Grafica del comportamiento de flexo-extensión (plano sagital) de rodilla derecha durante el ciclo de marcha.

En la tabla 8 se observan los resultados obtenidos de los ángulos de tobillo izquierdo, así como en la figura 13 se aprecia el comportamiento de flexo-extensión de dicho tobillo en el plano sagital. De igual forma se presenta los resultados obtenidos del tobillo derecho en la tabla 9 y figura 14.

Tabla 8. Ángulos de tobillo izquierdo durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.

ÁNGULOS DE TOBILLO IZQUIERDO				
NÚMERO DE EVALUACIÓN	APOYO		BALANCEO	
	MAX FLEXIÓN DORSAL	MAX FLEXIÓN PLANTAR	MAX FLEXIÓN DORSAL	MAX FLEXIÓN PLANTAR
1	8.06	-6.88	0.57	-14.86
2	10.44	-3.65	2.55	-12.72
3	11.44	-4.93	2.09	-12.25

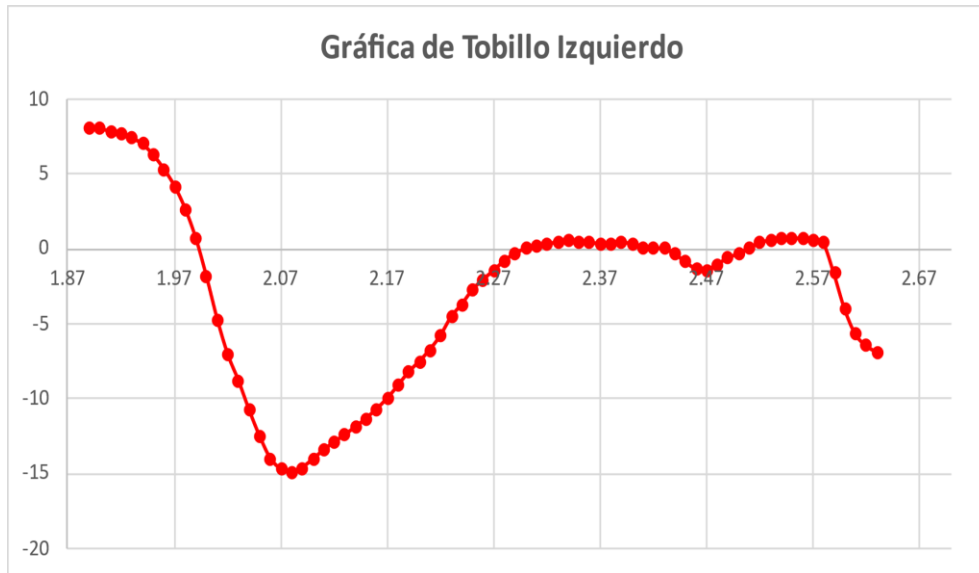


Figura 13. Gráfica del comportamiento de flexión dorsal y plantar en la fase de vuelo (plano sagital) de tobillo izquierdo durante el ciclo de marcha.

Tabla 9. Ángulos de tobillo derecho durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.

ÁNGULOS DE TOBILLO DERECHO				
NÚMERO DE EVALUACIÓN	APOYO		BALANCEO	
	MAX FLEXIÓN DORSAL	MAX FLEXIÓN PLANTAR	MAX FLEXIÓN DORSAL	MAX FLEXIÓN PLANTAR
1	18.92	4.51	9.57	-7.75
2	18.96	3.24	10.04	-4.86
3	20.70	1.38	8.50	-2.38

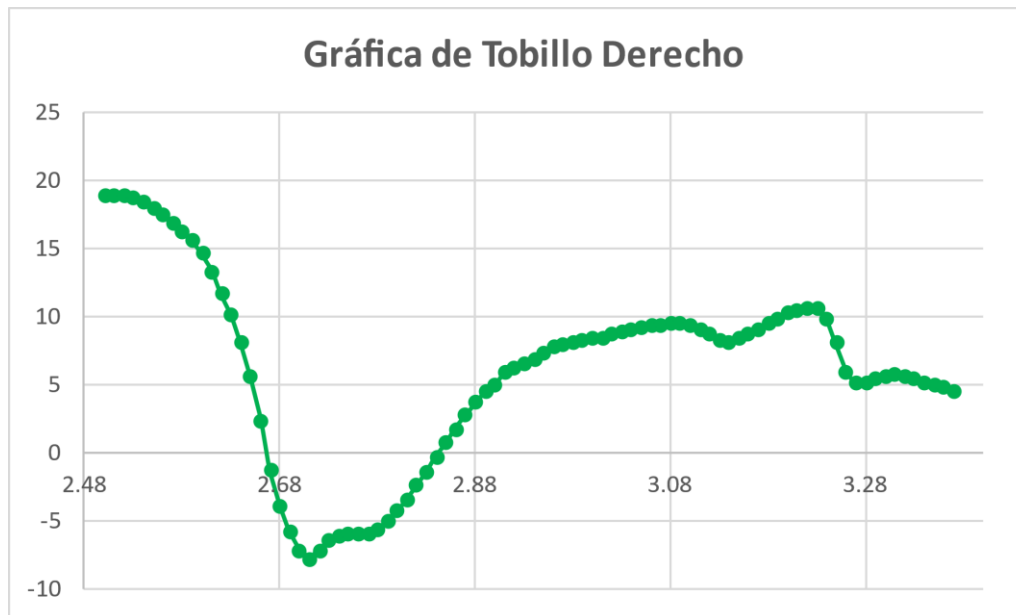


Figura 14. Grafica del comportamiento de flexión dorsal y plantar en la fase de vuelo (plano sagital) de tobillo derecho durante el ciclo de marcha.

En las siguientes tablas se presentas los resultados de los parámetros espaciotemporales de longitud de zancada, longitud de paso, cadencia y velocidad.

Tabla 10. Longitud de zancada (m) de pierna izquierda durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.

LONGITUD DE ZANCADA PIERNA IZQUIERDA			
Número de evaluación	1er ZANCADA	2da ZANCADA	Promedio
1	1.36	1.39	1.37
2	1.27	1.30	1.28
3	1.27	1.26	1.26

Tabla 11. Longitud de zancada (m) de pierna derecha durante el ciclo de marcha, de tres repeticiones.

LONGITUD DE ZANCADA PIERNA DERECHA			
Número de evaluación	1er ZANCADA	2da ZANCADA	Promedio
1	1.40	1.34	1.37
2	1.29	1.22	1.25
3	1.26	1.24	1.25

Tabla 12. Cadencia de pierna izquierda durante el ciclo de marcha.

CADENCIA DE PIERNA IZQUIERDA	
Número de evaluación	PASOS POR MINUTO
1	92.02
2	96.57
3	97.24

Tabla 13. Cadencia de pierna derecha durante el ciclo de marcha.

CADENCIA DE PIERNA DERECHA	
Número de evaluación	PASOS POR MINUTO
1	92.22
2	98.80
3	97.99

Tabla 14. Velocidad (m/s) del centro de masa durante el ciclo de marcha.

VELOCIDAD DEL CENTRO DE MASA	
Número de evaluación	M/S
1	1.05 M/S
2	1.03 M/S
3	1.02 M/S

Tabla 15. Longitud (m) de pasos.

LONGITUD DE PASOS					
Número de evaluación	Paso 1	Paso 2	Paso 3	Paso 4	Promedio
1	0.66	0.69	0.71	0.67	0.68
2	0.63	0.63	0.66	0.64	0.64
3	0.61	0.65	0.61	0.63	0.62

4.2 Análisis Estadísticos

En la tabla 16 se presenta el análisis descriptivo de cada una de las variables evaluadas en el estudio.

Tabla 16. Estadística descriptiva de cada una de las variables.

Variables	Media (95% IC)	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
Longitud de zancada izquierda (m)	1.30	0.058	1.26	1.37
Longitud de zancada derecha (m)	1.29	0.069	1.25	1.37
Velocidad promedio (m/s)	1.03	0.015	1.02	1.05
Cadencia de pasos	95.27	2.84	92.02	97.24
Longitud de paso	.6467	0.305	.62	.68
Ángulo de cadera izquierda (flexión-oscilación)	38.44	1.56	37.01	40.11
Ángulo de cadera izquierda (extensión-apoyo)	-6.91	.500	-7.49	-6.59
Ángulo de cadera derecha (flexión-oscilación)	36.84	1.07	35.64	37.64
Ángulo de cadera derecha (extensión-apoyo)	-5.82	.892	-6.35	-4.79
Ángulo de rodilla izquierda (flexión-oscilación)	44.44	1.84	42.61	46.29
Ángulo de rodilla izquierda (extensión-oscilación)	-3.86	.364	-4.28	-3.63
Ángulo de rodilla izquierda (flexión-apoyo)	10.87	1.03	9.69	11.54
Ángulo de rodilla izquierda (extensión-apoyo)	.303	.396	-.07	.72
Ángulo de rodilla derecha (flexión-oscilación)	42.96	1.84	40.85	44.24
Ángulo de rodilla derecha (extensión-oscilación)	-10.13	.422	-10.43	-9.65
Variables				

Ángulo de rodilla derecha (flexión-apoyo)	.916	.580	.26	1.36
Ángulo de rodilla derecha (extensión-apoyo)	-6.89	.495	-7.44	-6.47
Ángulo de tobillo izquierdo (Flex.Dorsal-Apoyo)	9.98	1.73	8.06	11.44
Ángulo de tobillo izquierdo (Flex.Plantar-Oscilación)	-5.15	1.62	-.88	-3.65
Ángulo de tobillo izquierdo (Flex.Dorsal-Oscilación)	1.73	1.03	.57	2.55
Ángulo de tobillo izquierdo (Flex.Plantar-Apoyo)	-13.27	1.39	-14.86	-12.25
Ángulo de tobillo derecho (Flex.Dorsal-Apoyo)	19.52	1.01	18.92	20.70
Ángulo de tobillo derecho (Flex.Plantar-Oscilación)	3.04	1.57	1.38	4.51
Ángulo de tobillo derecho (Flex.Dorsal-Oscilación)	9.37	.789	8.5	10.04
Ángulo de tobillo derecho (Flex.Plantar-Apoyo)	-4.99	2.68	-7.75	-2.38

Se encontraron diferencias significativas ($p < 0.05$) a nivel de cadera-pelvis en donde se observa que se reduce los movimientos de oblicuidad pélvica y aumenta la abducción de cadera. A nivel de rodilla, el ángulo de la rodilla izquierda en la fase de apoyo y balanceo presenta un ángulo mayor comparado con la rodilla derecha. A nivel de tobillo, en el tobillo izquierdo; disminuye los rangos máximos de flexión dorsal, plantar en las fases de apoyo y balanceo comparado con el tobillo derecho.

4.3 Discusión

Los resultados obtenidos en este estudio indican que nuestro sujeto no tiene una marcha normal, las deformidades que se observan en las gráficas nos indican que el sujeto tiene una marcha claudicante hacia el lado derecho, esto se sabe gracias a las diferencias que existen entre los ángulos de una pierna y otra al momento de comparar los movimientos de flexión y extensión. Lo que provoca esta marcha claudicante hacia el lado derecho es gracias a que el ángulo de flexión máxima del tobillo derecho en la fase de apoyo es mayor (19.52) en comparación al del lado izquierdo (9.98) y la flexión plantar es menor (-4.99) a comparación del ángulo del tobillo izquierdo (-13.27), lo que provoca que el sujeto vaya más abajo al llegar a su máxima flexión dorsal y no suba lo suficiente al llegar a su máxima flexión plantar con el tobillo derecho, creando ese movimiento claudicante. Esto a su vez provoca que la rodilla derecha tenga un incremento considerable en el ángulo de extensión máxima en la fase de apoyo (-6.89) a comparación de la rodilla izquierda (.303), lo que también provoca ese movimiento claudicante.

Kerrigan et al. (2001), nos muestra los parámetros de velocidad del centro de masa, cadencia de paso y longitud de zancada de una marcha normal para tres grupos de poblaciones diferentes, en dichos parámetros, se muestra mayor diferencia en la velocidad del centro de masa (1.21 m/s) y en la cadencia de pasos (120 pasos/min) de una marcha normal con respecto a la de nuestro sujeto. Así mismo, también nos muestra los parámetros de los ángulos de cadera, rodilla y tobillo en los movimientos de flexión y extensión, variables que también fueron analizadas en nuestro estudio, en donde también se puede observar una diferencia con respecto a la marcha normal y la de nuestro sujeto.

Es importante señalar, que en el estudio de Kerrigan et al. (2001), nunca se menciona algún factor neuromuscular o alguna otra alteración que afecte el proceso de la marcha para la población que evalúan, mientras que nuestro sujeto fue evaluado posterior a una prótesis de núcleo pulposo en L1-L4 en la columna, además de que el sujeto de estudio presentaba obesidad cuando se realizaron las pruebas, lo que seguramente fueron factores clave para

poder observar con claridad que el sujeto en cuestión no tiene una marcha normal en comparación a otros adultos jóvenes de otros estudios.

El grupo de Ramírez et al.(2018), evaluaron a un grupo de adultos jóvenes en diferente estado físico, teniendo una población con un IMC normal, otra con sobre peso y otra con obesidad, demostraron que las personas con obesidad reducen el ángulo de sus movimientos en cadera, rodilla y tobillo a comparación con el grupo que tiene un IMC normal, siendo el grupo con obesidad en donde entra nuestro sujeto (adultos jóvenes obesos), nos damos cuenta que algunos ángulos se reducen todavía más en nuestro sujeto que los de este otro estudio, lo que podría significar que los resultados obtenidos en nuestro estudio se debe a una combinación de la obesidad que presentaba y la operación de disco pulposo que se le realizo al sujeto, siendo este último el más convincente.

La literatura informa que entre más avanzados estemos de edad, se presenta menos masa muscular, fuerza, potencia y tasa de producción de fuerza. Estas disminuciones están asociadas con velocidad más lenta, una longitud de paso más corta y la fase de balanceo más corta durante la marcha (Kerrigan et al., 1998, Winter et al., 1990, DeVita & Hortobagyi, 2000).

Son evidentes las diferencias que existen en los resultados publicados, referente a nuestro caso de estudio. Es importante mencionar que ninguno de los estudios antes mencionados, ninguno de los participantes, presentaron la patología de nuestro caso de estudio, sin embargo, si se encuentra entre el rango de edad.

Capítulo V

Conclusiones

5.1 Conclusiones

Con el presente trabajo se pudo identificar que el sujeto de estudio, no presento una marcha normal como la debería tener una persona de su edad. Se identificó que el sujeto presento una marcha claudicante hacia el lado derecho, es importante mencionar que este no se encontraba en un estado físico sano, dado que se clasifico en obesidad grado I, cabe mencionar, que contaba con una prótesis de núcleo pulposo en L1-L4 en la columna, además de que sus hábitos no eran saludables.

Durante el análisis de los datos obtenidos de los ángulos de movimiento en sus diferentes fases nos dimos cuenta de que existían algunos fenómenos que de manera lógica explicaban el porqué de ese comportamiento en su marcha.

Comparando los datos obtenidos de los ángulos con los de otros adultos jóvenes sanos y otros con obesidad, ambos evaluados por diferentes autores, nos dimos cuenta de que, en efecto, un adulto joven obeso, reducía el ángulo de sus movimientos a comparación de la de un adulto joven sano. Cuando hicimos la comparación entre este grupo de población y la de nuestro sujeto, nos dimos cuenta que, aunque este, encajaba perfectamente en ese tipo de población, seguía habiendo diferencias significativas entre el ángulo de sus movimientos, cabe mencionar que en el tipo de población de adultos jóvenes obesos nunca se menciona algún factor neuromuscular o alguna otra alteración que afecte el proceso de la marcha como supondría ser la prótesis de núcleo pulposo en L1-L4 en la columna de nuestro sujeto, siendo esta última la más convincente para darle un porqué a el movimiento claudicante que pudimos observar durante el análisis.

Seguramente dicha marcha claudicante pueda causarle algún tipo de problema en un futuro, como podría ser el desgaste de alguna otra estructura ósea, lo cual seguramente vaya a tener que requerir una intervención quirúrgica, o también existe la posibilidad de sufrir alguna caída al alcanzar una edad mayor, en la cual, dicha caída pueda representar un daño irreparable y/o desencadenar otro tipo de problemas de salud.

Referencias

- Brown, C., Gomez, A. Y., & Alfonso, M. H. (2013). *Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en literatura. 1*, 29–43.
- Caballero, R., & Aguirre, H. (2014). Prótesis de núcleo en el tratamiento de la enfermedad discal degenerativa lumbar. *Acta Médica Grupo ...*, 12(1), 17–23.
<http://www.medigraphic.com/pdfs/actmed/am-2014/am141c.pdf>
- Caínzos. (2019). *Estudios por elementos finitos del comportamiento de una prótesis intervertebral implantada en la región lumbar*. 9–66.
- Cámara. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. *Entramado*, 7(1), 160–173.
- Casillas, J. M., Dulieu, V., & Didier, J. P. (1996). *Ciclo de la marcha La marcha*. 1–21.
<https://docplayer.es/74827546-La-marcha-ciclo-de-la-marcha-p-gras-j-m-casillas-v-dulieu-j-p-didier-metodos-de-analisis-del-ciclo-de-la-marcha.html>
- Contreras, L. E., Trisancho, J. A., & Vargas, L. F. (2012). Análisis biomecánico de marcha humana a través de técnicas de modelaje. *Entre Ciencia e Ingeniería*, 12, 29–35.
biblioteca.ucp.edu.co/ojs/index.php/entrecei/article/download/600/565
- Díaz, R., Pimienta, L., McAfee, P., Link, H., Cunningham, B., Cappucino, A., & Guerrero Guerrero, L. (2006). Cómo seleccionar basado en conceptos biomecánicos un disco artificial cervical. *Rev. Colomb. Ortop. Traumatol*, 2, 37–42.
- Flores. (2021). *Análisis biomecánico de la marcha en niños considerando su porcentaje de grasa corporal y nivel de actividad física*.
- García, B., & Alonso, H. (2013). Análisis numérico de una prótesis de disco intervertebral. *Journal, The Mexican Engineering, Electromechanical*, 17(1665–0654), 55–64.
- Gómez et al. (2018). Sistemas de captura y análisis de movimiento cinemático humano: una revisión sistemática [Universidad Autónoma del Caribe, Facultad de Ingeniería]. In *Prospectiva* (Vol. 16, Issue 2). <https://doi.org/10.15665/RP.V16I2.1587>
- González et al. (2018). *Biomecánica en la actividad física y deporte: concepto y aplicación*. 94, 9–15.
- Herrera, A., & Sánchez, A. (2018). *Sistemas de Captura y Análisis de Datos de La Marcha*. 362–365.
- Lomelí-Rivas A, & Je, L.-B. (2019). Biomecánica de la columna lumbar: un enfoque clínico. *Acta Ortopédica Mexicana*, 33(3), 1–7. www.medigraphic.com/actaortopedica
- Loraine, Y., Alvarado, P., Alana, T., & Ramirez, S. (2017). *Parametros espaciotemporales de la marcha en pacientes con fractura de tibia*.
- Martínez. (2017). Universidad Central Del Ecuador Facultad De Ciencias Administrativas. In *Universidad Central Del Ecuador*.
<http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/21351%0Ahttp://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/20368%0Ahttp://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/12519/1/T-UCE-0015-726.pdf>

- Miralles, R. C. (2001). *Biomecánica de la columna*. 25–26.
- Norman, M. (2011). *Metodología y desarrollo de un sistema para analizar el ciclo de marcha humana* (Issue Turnbull 1986).
- Oliveira, C., García, N., Caballero, R., Dra, J. A. ;, & Brito Ojeda, E. (2011). *Canarias médica y quirúrgica Enero-Abril 2007. 35 Biomecánica de la columna vertebral*. 35–43.
- Rull Bartomeu, M., Miralles, R. C., & Miralles, I. (1996). *Dolor de Espalda. Diagnostico. Enfoque general*. 1–58.
- Sanapati, J., Manchikanti, L., Atluri, S., Jordan, S., Albers, S. L., Pappolla, M. A., Kaye, A. D., Cándido, K. D., Pampati, V., & Hirsch, J. A. (2018). *¿ Proporcionan las terapias de medicina regenerativa Alivio a largo plazo en el dolor lumbar crónico : A Revisión sistemática y metanálisis*. 515–540.
- Sanz, M. (2006). *Cinesiología de la marcha humana normal*. 1–14.
- Toro. (2017). *Características sociales, demográficas de las hernias discales a nivel lumbar en el hospital militar central*. 6.
- Urits, I., Viswanath, O., Galasso, A. C., Sottosani, E. R., Mahan, K. M., Aiudi, C. M., Kaye, A. D., & Orhurhu, V. J. (2019). *Plasma rico en plaquetas para el tratamiento del dolor lumbar : una revisión exhaustiva*. 1–11.
- Vicon Motion Systems Ltd. (2017). *Plug-in Gait Reference Guide*.