

Candence[®]

Sistema Total de Artroplastia de Tobillo



PRINCIPIOS DE DISEÑO

MBA[®]

FABRICADO POR:

INTEGRA 
LIMIT UNCERTAINTY  

Un paso más allá en el desarrollo de la artroplastia de tobillo



Timothy R Daniels, MD, FRCSC

Catedrático, Servicio de Cirugía
Universidad de Toronto
Toronto, Canadá



Christopher F. Hyer, DPM, MS

Co-director del Programa de Especialización en Cirugía de Pie y Tobillo del
Orthopedic Foot and Ankle Center. Columbus, Ohio, Estados Unidos



Selene G Parekh, MD, MBA

Catedrático, Servicio de Cirugía Ortopédica, Universidad Duke, Durham, Carolina del Norte, Estados Unidos



David I Pedowitz, MD, MS

Profesor asociado de cirugía ortopédica, Rothman Institute, Filadelfia, Pensilvania, Estados Unidos

Introducción

El sistema de artroplastia total de tobillo Cadence® de Integra Lifesciences Corporation está diseñado para el tratamiento de la artrosis de tobillo mediante la sustitución de la articulación por una prótesis de metal y polietileno concebida para reducir el dolor, restablecer el alineamiento articular y permitir un movimiento más natural del tobillo. El sistema Cadence está diseñado para refinar y actualizar los conceptos y funcionalidades de los sistemas de artroplastia total de tobillo empleados con éxito en la actualidad. Al mismo tiempo, el sistema Cadence está pensado para resolver los problemas e ineficiencias y satisfacer las necesidades clínicas no satisfechas de los sistemas de artroplastia de tobillo tradicionales.

Al diseñar el sistema Cadence se han tenido en cuenta los escollos más comúnmente encontrados por los cirujanos que realizan artroplastias totales de tobillo, como son:

- (1) la consecución de un alineamiento subóptimo del tobillo
- (2) la extracción/resección excesiva de hueso astragalino
- (3) el compromiso de la vascularización del astrágalo
- (4) el pinzamiento del peroné
- (5) técnicas de preparación ósea ineficientes y poco reproducibles

Entre los avances del Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence® cabe destacar:

- (1) Componente tibial anatómico, disponible en versión izquierda y derecha, con un receso peroneo que maximiza la cobertura de las caras anterior, posterior y medial-lateral de la cortical epifisaria tibial, reduciendo el riesgo de conflicto entre el componente tibial y el peroné
- (2) Componente astragalino anatómico, disponible en versión izquierda y derecha, diseñado para minimizar la resección de hueso astragalino, preservar el astrágalo, y replicar la cinemática natural del tobillo
- (3) Inserto de polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) HXL que disminuye el desgaste e incrementa la supervivencia
- (4) Opción de inserto con bisel anterior para mantener un alineamiento correcto en aquellos pacientes que presentan subluxación astragalina anterior

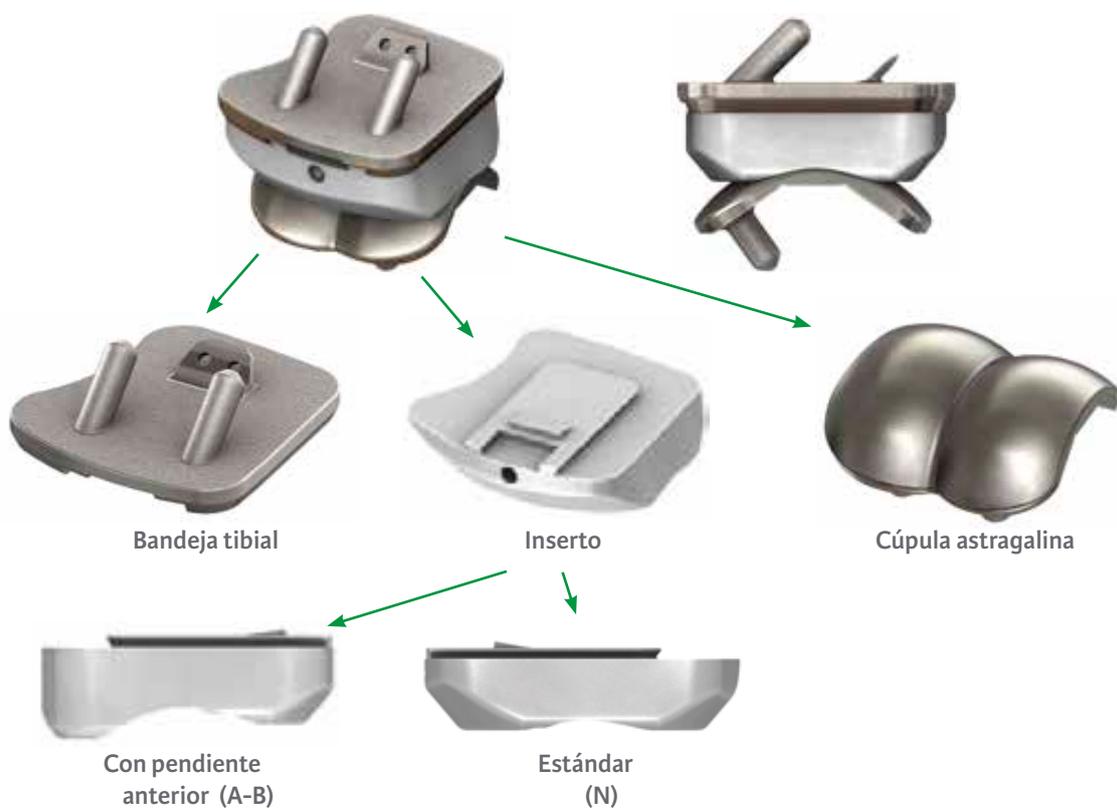
El Sistema de Artroplastia total de Tobillo Cadence® incorpora un instrumental avanzado destinado a aumentar la eficiencia del procedimiento quirúrgico. Desde la guía de alineamiento extramedular ajustable, (utilizada al inicio del procedimiento), al insertador del implante definitivo, cada paso está enlazado con los anteriores, reduciéndose la necesidad de realizar gestos a mano alzada. La menor cantidad de gestos quirúrgicos a mano alzada se traduce en una cirugía más sencilla, rápida y reproducible. Los pines empleados en la técnica quirúrgica se disponen de forma tal que quedan lo más lejos posible de las estructuras vasculares situadas en la zona del cuello astragalino. Aunque el sistema Cadence ofrece una enorme variedad de opciones protésicas (672 combinaciones posibles), el instrumental solo supone dos bandejas identificadas con un código de colores para facilitar el trabajo del personal de quirófano. Las mejoras realizadas en el instrumental y en la técnica quirúrgica están encaminadas a acortar la curva de aprendizaje y permitir la consecución de mejores resultados reduciendo la incidencia de posibles errores intraoperatorios.



El sistema Cadence de tres componentes no cementados e inserto fijo: incluye una bandeja tibial, una cúpula astragalina y un inserto de polietileno fijo (Figura 1). Una vez implantados todos los componentes y que el inserto ha quedado firmemente fijado a la bandeja tibial, éste actúa como un rodamiento a lo largo de la superficie de la cúpula astragalina, permitiendo la realización de movimientos de flexoextensión y rotación en el tobillo protésico.

El sistema Cadence está autorizado para uso cementado y no cementado. Concretamente en los Estados Unidos, el sistema Cadence está autorizado sólo para uso cementado.

Figura 1: Componentes protésicos del sistema de artroplastia total de tobillo Cadence



En la actualidad, el sistema Cadence está disponible en los Estados Unidos, Canadá y varios países europeos. El sistema Cadence se implantó por primera vez en marzo de 2016, con más de 200 prótesis implantadas durante su primer año de utilización en la clínica.

Historia de la artroplastia total de tobillo

Los sistemas de artroplastia de tobillo de primera generación, desarrollados en los años 70, supusieron para los pacientes con enfermedad articular degenerativa, y/o deformidad acompañada de síntomas clínicos debilitantes, la esperanza de recuperar su calidad de vida anterior. Aquellos implantes estaban compuestos principalmente de insertos de polietileno altamente constreñidos, que se implantaban con cemento para estabilizar la prótesis, y un componente astragalino metálico. Aunque esos sistemas eran sorprendentemente estables, también solían sufrir numerosas complicaciones. Los dos diseños disponibles (congruentes o no congruentes, dependiendo de la morfología de las dos superficies articulares) generaban fuerzas de cizallamiento y compresión, así como fuerzas rotacionales en la interfaz hueso/prótesis, que provocaban osteólisis, pérdida de hueso, aflojamiento e inestabilidad.^{2,4,10,14,15,16,19,26}

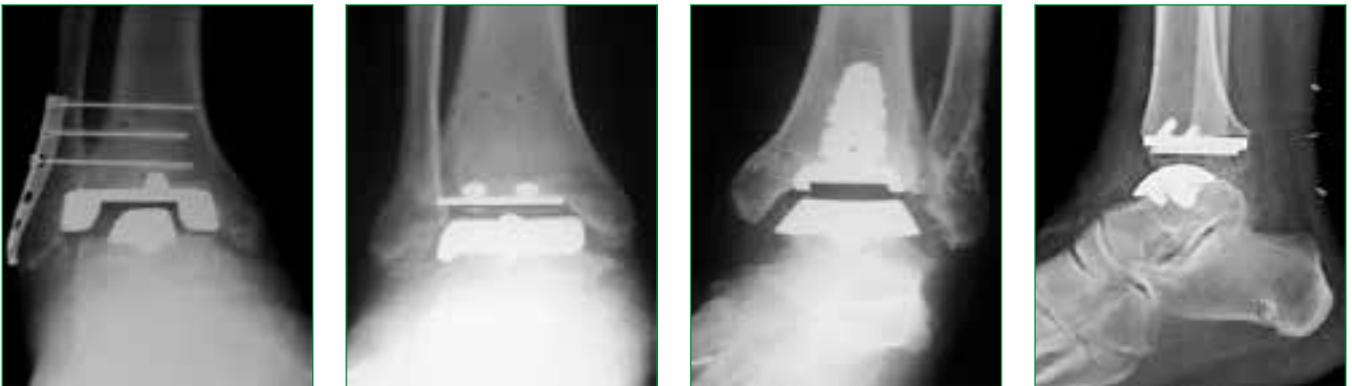
En cuanto a los diseños esféricos, comenzaban a experimentar problemas de inestabilidad poco después de su implantación; y los sistemas cilíndricos semiconstreñidos eran muy propensos al fracaso mecánico.⁷

Dados los malos resultados de los diseños de dos componentes, en los años 80 los fabricantes centraron sus esfuerzos en desarrollar una segunda generación de prótesis de tobillo, caracterizadas por incorporar tres componentes, incluido un inserto de polietileno móvil. En estos diseños, el inserto de polietileno estaba interpuesto entre dos componentes metálicos fijados al hueso. Como antes, estos sistemas podían ser congruentes o no congruentes y el inserto de polietileno estaba concebido para reducir el desgaste y la deformación de los componentes²². Los sistemas de artroplastia total de tobillo Mobility™ (Depuy), Buechel-Pappas™ (Endotec) y el STAR™ (Stryker) eran los principales implantes de esa generación, y se caracterizaban por sus componentes astragalinos simétricos y no anatómicos. El escaso conocimiento que se tenía en la época de cómo los ligamentos y las superficies articulares interactuaban para guiar el movimiento del tobillo natural impedía un correcto restablecimiento de la función, siendo habituales las complicaciones y revisiones.^{8,24}

- En los últimos 40 años se han registrado importantes avances en el ámbito de la artroplastia total de tobillo, con mejores resultados clínicos y funcionales.
- El sistema Cadence fue diseñado para resolver las dificultades clínicas experimentadas hasta el momento como: mal posicionamiento, aflojamiento / hundimiento, compromiso de la vascularización del astrágalo y conflicto entre la prótesis y el peroné.



Las prótesis de tobillo modernas constan de dos o tres componentes. En ellas, el inserto de polietileno puede ser fijo o móvil y los componentes metálicos de tibia y astrágalo pueden estabilizarse con o sin cemento. Estos sistemas permiten una colocación más exacta de los componentes así como una fijación estable inmediata al hueso y un ajuste más preciso a la anatomía del paciente. La mayor parte de diseños incorporan un componente similar a un menisco hecho de polietileno UHMWPE que, en algunos casos, se fija al componente tibial y, en otros, es móvil y se articula con ambos componentes. La utilización del inserto de polietileno permite un movimiento congruente y una cinemática del tobillo más normal y con menores tasas de sollicitación y de desgaste.¹⁰ En un meta-análisis sistemático de 58 estudios y 7,942 artroplastias totales de tobillo, se obtuvo una supervivencia global a 10 años del 89%, con una tasa anual de fracasos del 1,2%.³⁰



Aunque la gran mayoría de estudios publicados entre 2004 y 2015 demuestran mejores resultados clínicos y funcionales en materia de arco de movimiento, fuerza, dolor medido mediante EAV, discapacidad, supervivencia y satisfacción del paciente tras la artroplastia total de tobillo²⁹, existen aún oportunidades de mejorar los resultados de los sistemas actualmente disponibles.

Los objetivos principales que han impulsado el diseño del sistema Cadence son:

a- minimizar la resección ósea (especialmente del astrágalo) para preservar la vascularización

b- maximizar la cobertura de la cortical epifisaria tibial

c- utilizar diseños anatómicos

d- proporcionar un correcto alineamiento en el plano sagital, evitando una posible subluxación hacia anterior/posterior

Al comienzo, el equipo de diseño se centró en identificar el origen de las complicaciones y malos resultados descritos en la bibliografía científica, a saber: una tasa de revisiones/reintervenciones de entre el 8% y el 12%, una tasa de aflojamiento/hundimiento de algo menos del 10%, complicaciones relacionadas con la herida quirúrgica, fracturas, mal posicionamiento del implante, pseudoartrosis, lisis, rotura de componentes y tasas de desgaste de entre el 2 y el 4%.²⁹

Los diseños tradicionales han tenido, en general, dificultades a la hora de proporcionar una correcta cobertura anatómica tanto de la tibia como del astrágalo. Sólo unos pocos sistemas ofrecen, además de un componente tibial estándar, un componente tibial largo que permita una cobertura apropiada de la porción posterior de la tibia. Pero ni siquiera estos modelos permiten suficiente cobertura medial y, especialmente, lateral del hueso tibial, lo que puede ocasionar conflictos entre el implante y el peroné, que pueden provocar dolor. Además, la mayor parte de los sistemas protésicos utilizados en la actualidad utilizan un implante astragalino genérico, sin posibilidad de elegir entre una versión derecha e izquierda lo que limita la cinemática natural y el arco de movimiento del tobillo ya que, en dichos implantes, el tobillo no funciona como una bisagra natural.

Además, muchos de los sistemas actuales son ineficientes en lo relativo al diseño de su instrumental y a la técnica quirúrgica recomendada, que suele incluir varias fases dedicadas a la introducción, extracción y corte de pernos, múltiples cambios de guías y plantillas e incluso la utilización de aparatosos fijadores externos. Estas ineficiencias podrían prolongar el tiempo de quirófano, lo que aumentaría el riesgo de desarrollo de infecciones y problemas de cicatrización de la herida quirúrgica.

Cómo se diseña un tobillo anatómico

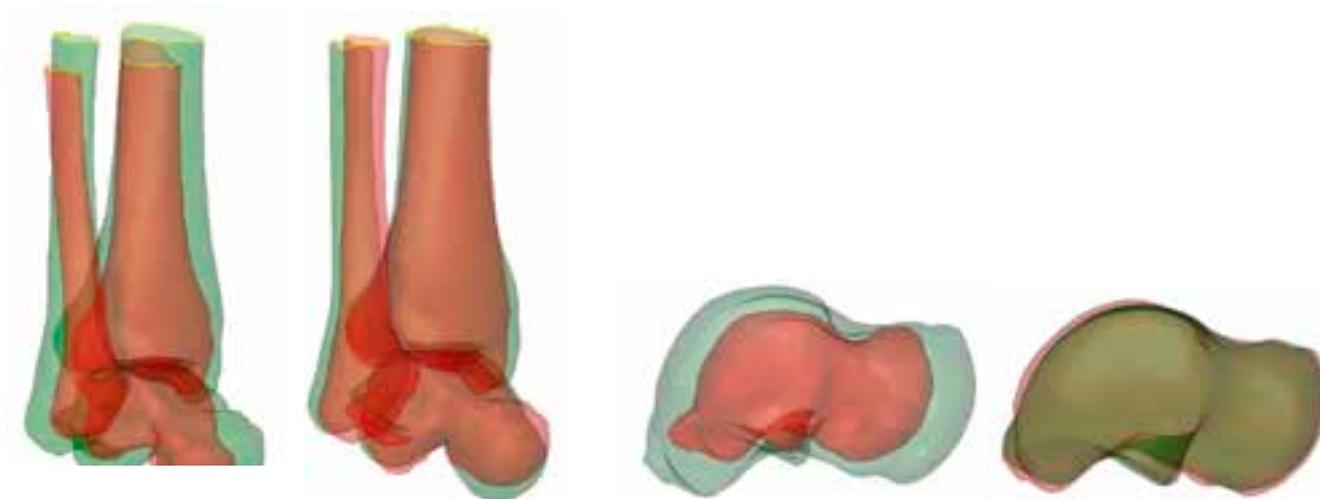
Una de las hipótesis clave en el diseño del Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence® se fundamenta en la convicción de que una prótesis compuesta de componentes anatómicos es capaz de reproducir más fielmente la cinemática natural del tobillo.

En 2013, Integra contó con el apoyo de Materialise, desarrolladora de la tecnología ADaM (Anatomical Data Mining), para ampliar sus conocimientos sobre morfología y funcionamiento de las prótesis totales de tobillo. Se realizó un análisis estadístico individual de la tibia, el peroné y el astrágalo, así como de la articulación del tobillo en su conjunto. El análisis se realizó sobre la base de 86 tomografías de tobillo (54 hombres y 32 mujeres de edades comprendidas entre los 29 y 96 años [rango: 67 años])⁵. El resultado final fue un conjunto de modelos óseos estadísticos representativos de las principales variaciones anatómicas de cada hueso. Dichos modelos fueron posteriormente utilizados para el diseño de dispositivos estándar compatibles con las distintas variaciones anatómicas encontradas en la población de pacientes.

La definición del tamaño del componente mediano del sistema Cadence (talla 3) se basó en los modelos estadísticos promedio desarrollados (Figura 2). La tallas inmediatamente inferior (talla 2) y superior (talla 4) corresponden a los modelos estadísticos una desviación típica mayor y menor; el componente más pequeño (talla 1) y el más grande (talla 5) corresponden a los modelos estadísticos dos desviaciones típicas mayor y menor. Las dimensiones en el plano medial-lateral mostraron una variabilidad ligeramente superior a las del plano anteroposterior⁵.

- El diseño de los componentes Cadence se basa en el estudio de tomografías de la articulación del tobillo.
- Se emplearon modelos estadístico para definir la morfología y el tamaño de los implantes.

Figura 2: ADaM: Utilización de modelos estadísticos para desarrollar un tobillo anatómico



Tomografía del tobillo (rojo) con su correspondiente morfología, calculada por el modelo ADaM (verde)

Tomografía del astrágalo (rojo) con su correspondiente morfología, calculada por el modelo ADaM (verde).

El cirujano tiene la posibilidad de combinar componentes de distintas tallas, según lo considere necesario. De este modo, creará un implante más compatible con la anatomía del paciente, capaz de restablecer más precisamente la cinemática normal del tobillo. **El sistema Cadence es la primera prótesis total de tobillo en la que todos los componentes (componente tibial, astragalino y de polietileno) cuentan con una versión derecha y otra izquierda, lo que permite un total de 672 combinaciones posibles.** Esto significa que el sistema puede utilizarse para tratar pacientes con estructuras anatómicas muy diferentes.

Diseño para replicar la cinemática natural del tobillo

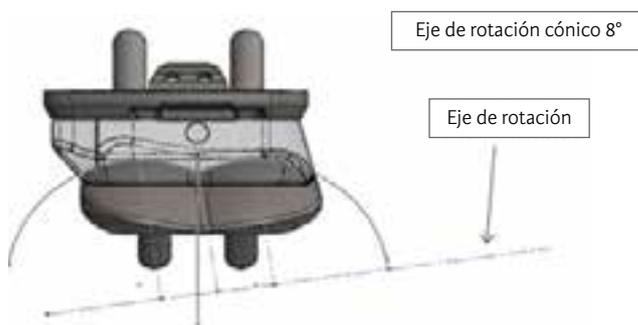
El principal objetivo de los cirujanos que diseñaron el sistema fue el replicar la función natural de la articulación, asegurándose de que la articulación protésica replicara la cinemática del tobillo. Para que el paciente perciba que su tobillo protésico es capaz de reproducir la cinemática del tobillo contralateral, permitiéndole una marcha natural, es preciso un implante anatómico, cónico y con versión derecha e izquierda.

Los implantes no anatómicos permitían básicamente movimientos de flexoextensión con un pequeño grado de inversión/eversión o rotación. Esto solía dar lugar a altas sollicitaciones en la interfaz hueso/implante, lo que a su vez incrementaba la tensión soportada por las estructuras ligamentosas. Los diseños simétricos, que cuentan con componentes astragalinos cilíndricos, no conseguían replicar la cinemática natural del tobillo, creando un eje de flexoextensión horizontal antinatural y amenazando con lesionar el complejo ligamentoso deltoideo (Figura 3). Además, aunque estos implantes estaban diseñados para reducir las tensiones en las interfaces de fijación, ofrecían la posibilidad de fijación cementada, promovían la osteointegración, reducían la necesidad de resección ósea y permitían preservar mayor cantidad de hueso para favorecer un anclaje más robusto de la prótesis al hueso subcondral. Aun así, estaban expuestos a fracasos de fijación primaria y secundaria que provocaban el hundimiento de los componentes.¹³

El eje rotacional de la articulación del tobillo está orientado en oblicuo en los tres planos del espacio: axial, coronal, y sagital

La cúpula astragalina Cadence y la correspondiente superficie articular del inserto de polietileno se han diseñado con el fin de replicar la cinemática natural del tobillo. La cúpula astragalina Cadence incorpora un cóndilo medial más pequeño y un cóndilo lateral más grande. En cuanto al inserto de polietileno, su superficie de fricción ha sido diseñada para permitir un ajuste congruente con el componente astragalino. Así, el eje de flexoextensión del componente astragalino está alineado con el eje fisiológico del tobillo (orientado en sentido oblicuo hacia medial, anterior y superior a 8° con respecto al plano horizontal; Figura 4). Como el eje rotacional es oblicuo, la dorsiflexión se asocia siempre con una inclinación en valgo y unos grados de rotación externa; mientras que la flexión plantar se asocia con una inclinación en varo y rotación interna.^{3,18}

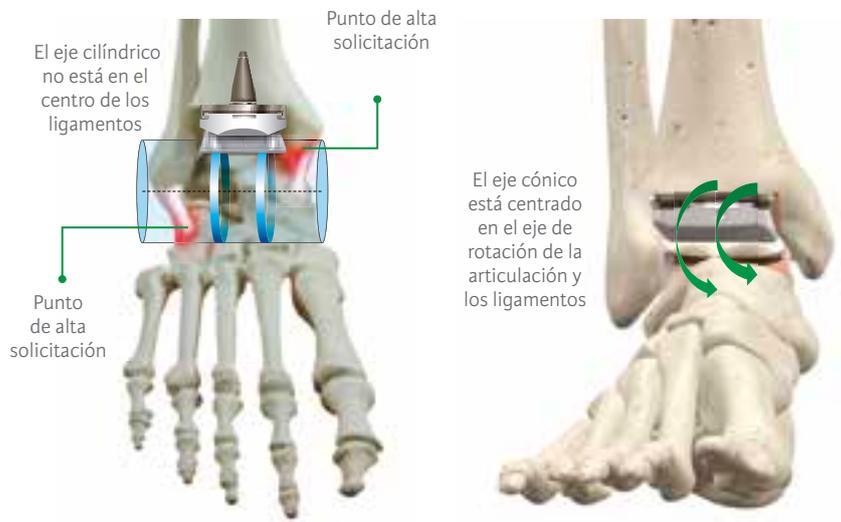
Figura 4



Cadence: El eje de rotación es oblicuo y la morfología de la cúpula astragalina se engarza en un tronco de cono dotado de un eje cónico de 8 grados

- El eje de rotación de la prótesis es oblicuo para permitir una marcha natural (en comparación con los diseños cilíndricos/en bisagra)
- Permite la rotación interna en flexión plantar y reduce la sollicitación a nivel del deltoideos y los ligamentos externos
- Permite un arco de movimiento de unos 50°

Figura 3

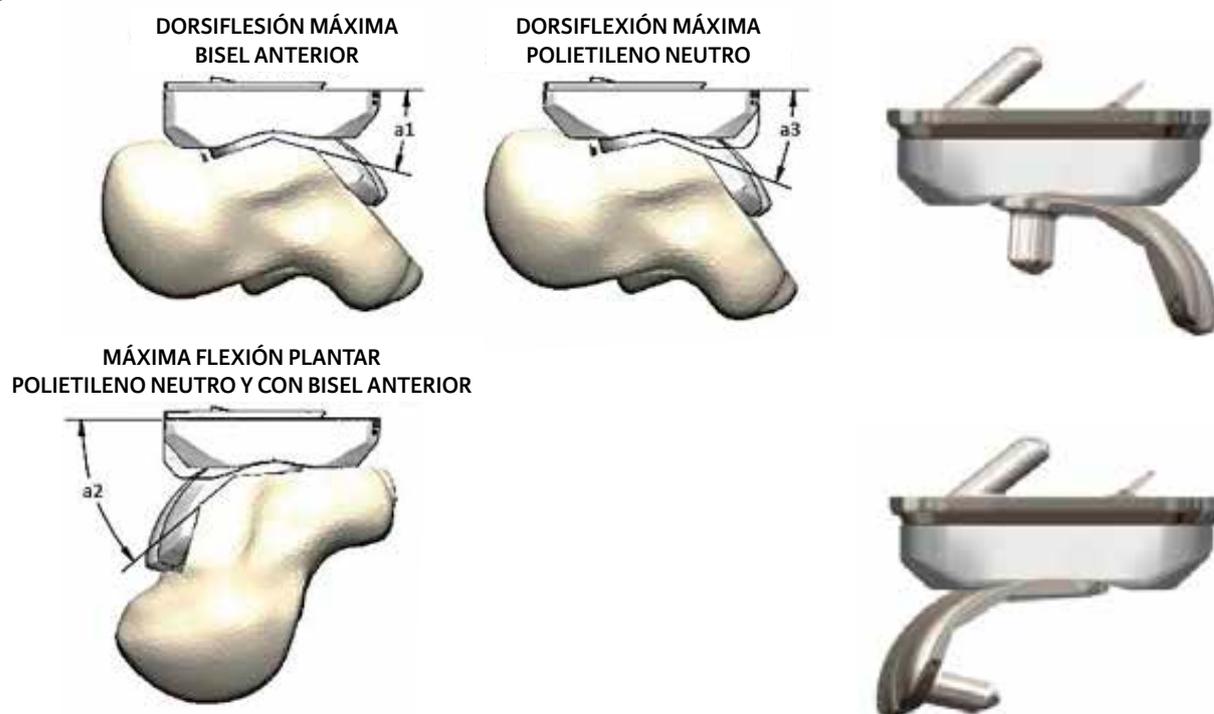


Prótesis tradicional de tobillo (bisagra)
Geometría articular cilíndrica

Prótesis de tobillo Cadence
Geometría articular anatómica

Según los criterios recogidos en la bibliografía científica y los principios de diseño, la prótesis debe permitir un arco de movimiento mínimo de 15 grados tanto en flexión dorsal como plantar.* Los implantes modernos intentan preservar el radio de curvatura del astrágalo para dar lugar a un mayor y más natural arco de movimiento²⁶. Al diseñar el Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence, se realizaron análisis de movilidad para determinar el arco de movimiento máximo para cada talla en relación con la anatomía ósea circundante (Figura 5). Se utilizaron modelos CAD basados en datos obtenidos a partir de tomografías computarizadas del astrágalo para simular un astrágalo preparado con arreglo a la técnica quirúrgica. Los cinco modelos utilizados se correspondían con las cinco tallas de cúpula astragalina del sistema Cadence (tallas 1-5). Los modelos de cada cúpula astragalina se montaron a los astrágalos del tamaño correspondiente, insertándose un platillo tibial a la cúpula astragalina utilizando el eje de la superficie articular. El platillo se fue flexionando en dirección dorsal y plantar hasta lograr contacto óseo, midiéndose a continuación el ángulo resultante (Figura 5).

Figura 5



LÍMITES MÁXIMOS DE FLEXIÓN DORSAL Y PLANTAR DEL SISTEMA DE ARTROPLASTIA TOTAL DE TOBILLO CADENCE

Inserto	Dorsiflexión	Flexión plantar
N	21°-26°	37°-40°
A-B	15°-18°	37°-40°

* Datos recogidos por Integra LifeSciences

Diseño de la cúpula astragalina anatómica Cadence

La preservación del sustrato óseo del astrágalo fue una de las principales prioridades a la hora de diseñar el componente astragalino del Sistema de Artroplastia total de Tobillo Cadence®. La resección astragalina (4,3mm) se reduce al mínimo, limitándose a las superficies articulares trocleares. Además, el diseño de perfil bajo permite un anclaje más sólido de la prótesis en un hueso subcondral de mayor densidad (Figura 6)^{13,27}. El componente astragalino de una prótesis total de tobillo soporta el peso del cuerpo y lo transmite en distintas direcciones a través del calcáneo y el navicular²¹. Las trabéculas del hueso esponjoso están dispuestas en la dirección de las líneas que concentran las tensiones a las que está sometido un hueso²¹.

- Mínima resección del hueso astragalino: 4,3mm.
- El uso de pines sobre el cuello del astrágalo (previsto en la técnica quirúrgica) se realiza orientándolos oblicuos y a posterior, para evitar que franqueen ambas corticales y penetren en el seno del tarso y la articulación subastragalina, preservando así la vascularización del astrágalo.



La disponibilidad de un sustrato de hueso astragalino de buena calidad es un requisito esencial para la supervivencia a largo plazo de las prótesis totales de tobillo^{17,27}. Un sustrato óseo astragalino de mala calidad daría lugar a problemas mecánicos y osteólisis periprotésica y, con el tiempo, provocaría el hundimiento del astrágalo y el fracaso del implante¹⁷. En la bibliografía científica se han descrito fracasos de componentes astragalinos provocados por problemas como el aflojamiento o el hundimiento protésico. En un meta-análisis sistemático de 20 estudios centrados en las complicaciones surgidas tras una artroplastia total de tobillo, Glazebrook et al.⁹ determinaron que el hundimiento (10,7%) y el aflojamiento aséptico (8,7%) eran las complicaciones más frecuentes.

Figura 6



La gran congruencia del componente astragalino del Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence permite una excelente fijación primaria del componente astragalino a través de 2 tetones anteriores que minimizan el riesgo de aflojamiento, permiten una correcta trasmisión de cargas al hueso, y prolongan la supervivencia del implante.

La fijación secundaria se consigue gracias a un recubrimiento pulverizado de plasma de titanio aplicado a la superficie inferior del implante, destinado a facilitar la osteointegración en la interfaz hueso-implante (Figura 7). La cúpula astragalina en sí misma está hecha de una aleación de cobalto-cromo (CoCrMo), material muy difundido en cirugía osteoarticular fundamentalmente por su capacidad de reducir el desgaste del polietileno. El recubrimiento de plasma de titanio se utiliza por la naturaleza bioinerte y osteoconductor del titanio que favorece la osteointegración, a diferencia de lo que sucede con las aleaciones de cobalto cromo, que permanecen separadas del hueso por una fina capa de colágeno²⁰.

Figura 7



La cúpula astragalina Cadence se adapta a la curvatura natural del astrágalo, sin la presencia de rebordes en la cara medial o lateral. De esta forma se facilita la visualización las proyecciones radiográficas en el plano sagital (Figura 8).

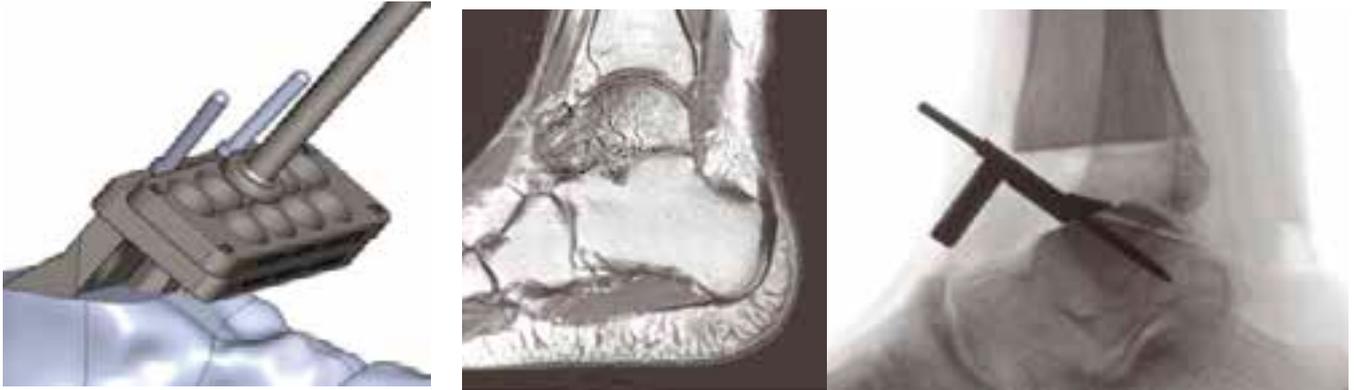
Figura 8



Los sistemas de artroplastia total de tobillo utilizados en el pasado solían afectar negativamente la vascularización del astrágalo ya que requerían la realización de abordajes anteriores o laterales que comprometían la vascularización²⁵. Los diseños comercializados en la actualidad también comportan riesgos vasculares inevitables. En efecto, si además de la resección de hueso astragalino la técnica quirúrgica requiere la colocación de pernos de fijación que vulneran la articulación subastragalina o el seno del tarso, también se correrá el riesgo de comprometer la vascularización. La magnitud de la perturbación vascular y de la consiguiente osteonecrosis (NAV) ocasionadas será directamente proporcional al daño causado a las tres ramas arteriales extraóseas que vascularizan el hueso: la arteria tibial posterior, la arteria dorsal del pie, y la rama perforante de la arteria peronea. La cabeza del astrágalo se nutre de las ramas de la arteria dorsal del pie procedentes de la superficie superior y la arteria del seno del tarso que penetra en la cara inferolateral del cuello astragalino. La necesidad de proteger la vascularización extraósea del astrágalo resulta más evidente si se tiene en cuenta que la red de anastomosis intraóseas del astrágalo se reduce con la edad²⁵

El sistema Cadence evita posibles daños a la vascularización extraósea gracias a un diseño dirigido a la preservación ósea y una técnica quirúrgica en la que los pines se colocan en zonas alejadas de las estructuras vasculares tales como el cuello astragalino o la porción anterior del cuerpo del astrágalo (Figura 9). Los pines se colocan en la zona expuesta de hueso esponjoso en el cuerpo del astrágalo, orientados hacia posterior para no franquear ambas corticales y penetrar en el seno del tarso y en la articulación subastragalina. Las resecciones en bisel del astrágalo, que se realizan con una sierra oscilante en el caso de los cortes posterior y superior, y con una fresa especial en el caso de los cortes anteriores, permiten una colocación reproducible del implante que garantiza la preservación de la vascularización del astrágalo.

Figura 9



Los pernos temporales se colocan en el cuerpo del astrágalo, orientados hacia posterior para no franquear ambas corticales y penetrar en el seno del tarso y la articulación subastragalina. De esta forma se consigue preservar la vascularización del astrágalo

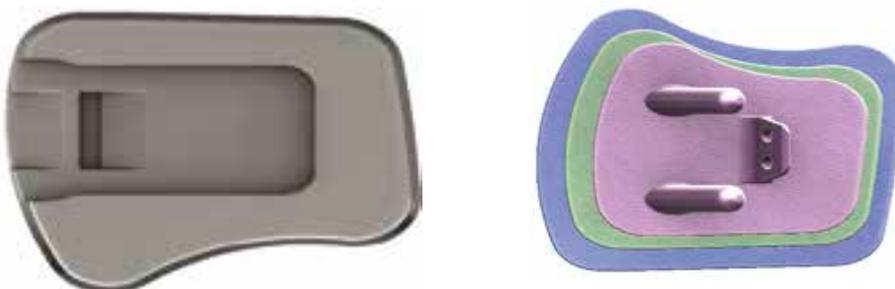
Diseño de la bandeja tibial anatómica Cadence

La bandeja tibial del Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence® está diseñada para cubrir las caras anterior, posterior y medial-lateral de la cortical epifisaria tibial (Figura 10). Se comercializa en talla estándar (tallas de 1 a 5) y extra larga (tallas 1x a 4x, con 3mm más de longitud AP).

Las versiones derecha e izquierda del implante incorporan recesos laterales destinados a preservar la gotera lateral y reducir el riesgo de conflicto entre la prótesis y el peroné. En caso de utilizar componentes tibiales de talla grande, éstos podrían chocar con el peroné causando dolor y, en algunos casos, hacer necesaria la resección de hueso de la zona afecta.²³

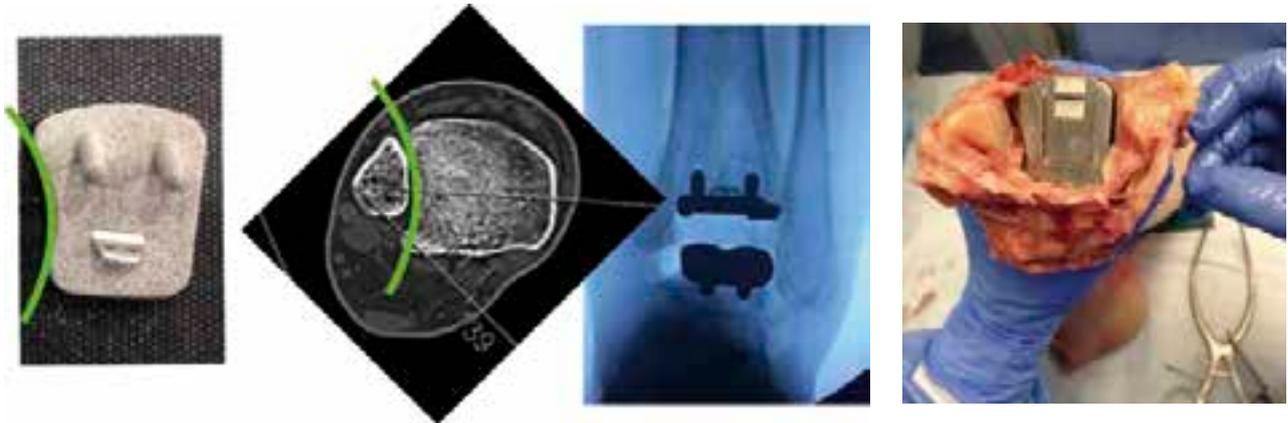
- Morfología anatómica diseñada para optimizar la cobertura tibial y reducir el riesgo de conflicto entre la prótesis y el peroné
- Aleta posterior diseñada para reforzar la estabilidad y evitar la desconexión de la porción posterior del componente
- Múltiples opciones de cobertura AP (tallas estándar y larga) para el mismo ancho en el plano medial-lateral
- Dotada de un recubrimiento pulverizado de plasma de titanio

Figura 10



El borde anterior de la bandeja es más grande que el posterior. Un corte a lo largo del ángulo posteromedial evita conflictos con el tendón tibial posterior. El borde interno está concebido para limitar la excursión hacia medial del componente de polietileno, protegiendo así al maléolo interno de posibles daños (Figura 11).

Figura 11



El sistema Cadence es una prótesis de platillo fijo que incorpora un inserto ultracongruente de polietileno fijado a la bandeja tibial. En el plano transversal, el perímetro del inserto de polietileno coincide siempre con el perímetro de la bandeja tibial de la talla correspondiente, lo que reduce la generación de tensiones dentro del polietileno. Entre las ventajas teóricas de los diseños de platillo fijo cabe mencionar el menor riesgo de luxación del inserto y que el componente de polietileno sobresalga de la placa de asiento, lo que reducirá el riesgo de dañar el maléolo.

La fijación primaria del componente tibial se consigue mediante dos tetones anteriores con ajuste a presión orientados a 45 grados y una aleta posterior de ajuste a presión. La aleta posterior tiene forma de cuña y desempeña dos funciones: (1) evitar la migración hacia posterior de la bandeja tibial una vez que la aleta haya quedado firmemente anclada en el hueso; y (2) evitar el despegue intraoperatorio o postoperatorio de la bandeja hasta que no se produzca su osteointegración.

Figura 12



Se consigue una fijación secundaria gracias a la aplicación de un recubrimiento pulverizado de plasma de titanio sobre la superficie superior del implante y sobre los tetones, que favorece la osteointegración en la interfaz hueso-implante (Figura 12).

La bandeja tibial está hecha de una aleación de titanio (Ti_6Al_4V), material que se ha convertido en el patrón oro de la cirugía ortopédica por su resistencia, anticorrosividad y biocompatibilidad.

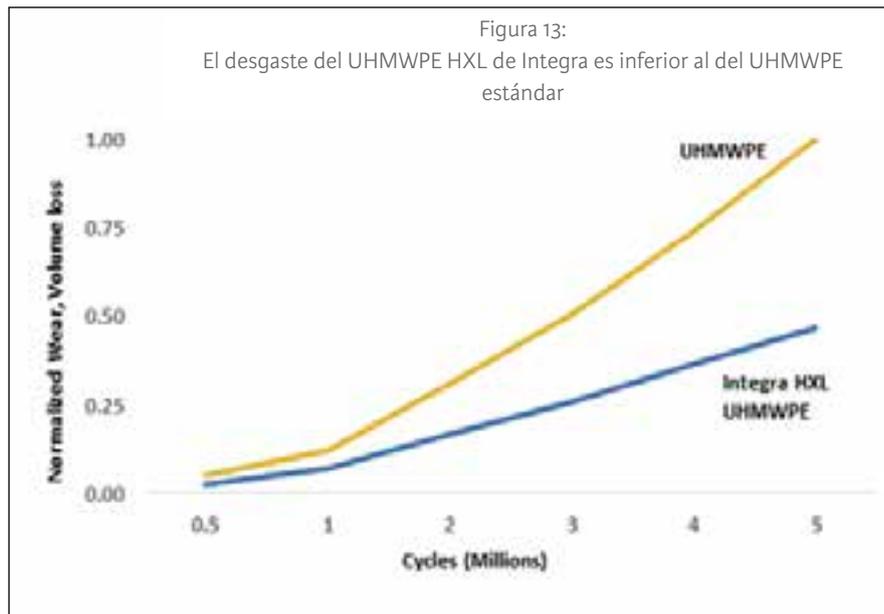
El polietileno del sistema Cadence: polietileno UHMWPE HXL e insertos inclinados

El sistema Cadence incorpora importantes avances en lo relativo al inserto de polietileno, incluido el uso del exclusivo UHMWPE (polietileno de ultra alto peso molecular) HXL (altamente entrecruzado) y la disponibilidad de inserto con bisel anterior. Estos avances también se traducen en un alto grado de personalización (140 opciones de inserto en total); para cada una de las 5 tallas de cúpula astragalina existen insertos con versión derecha e izquierda y disponibles en 7 alturas (6-12mm), cada uno con opción de bisel anterior.

- Opción de inserto con bisel concebido para adaptarse a pacientes con subluxación astragalina anterior.
- Exclusivo polietileno HXL de ultra alto peso molecular con mayor resistencia al desgaste diseñado para una mayor supervivencia protésica.
- Completa selección de 210 opciones de inserto de polietileno que permite personalizar la prótesis a las necesidades de cada paciente.

El exclusivo polietileno UHMWPE altamente entrecruzado desarrollado por Integra está hecho de un UHMWPE moldeado por compresión que se entrecruza mediante radiación por rayos gamma y, a continuación, se somete a un proceso de recocido antes del mecanizado final del implante. El proceso de fabricación desarrollado por Integra reduce el desgaste del polietileno a la vez que preserva su resistencia y dureza.

La figura 13 presenta los resultados de un ensayo de desgaste multidireccional por cizallamiento cruzado en máquina perno sobre disco. La tasa de desgaste, medida en función de la pérdida volumétrica neta, del UHMWPE altamente entrecruzado de Integra es de menos de la mitad que la del UHMWPE estándar. En este ensayo, la cantidad de desgaste (pérdida de volumen) observada tras 2,5 millones de ciclos para el UHMWPE estándar es similar a la cantidad de desgaste observada tras 5 millones de ciclos para el UHMWPE HXL de Integra.



Valores normalizados para la cantidad de desgaste registrada con polietileno estándar tras 5 millones de ciclos

Se ha demostrado que las tensiones por contacto se hacen cada vez mayores según se reduce el grosor del polietileno, y que dichas tensiones aumentan casi exponencialmente cuando el grosor del polietileno supera los 6 mm¹. Se han identificado 5 variables de diseño como posibles responsables del incremento del desgaste del polietileno, a saber: 1) polietileno demasiado delgado, 2) presencia de agujeros en el inserto, 3) altas tensiones por contacto ocasionadas por falta de congruencia, 4) polietileno fabricado mediante prensado en caliente, y 5) desgaste abrasivo. El desgaste del polietileno aumentará con el tiempo y según se incrementen el peso y el nivel de actividad del paciente. Engh et al recomiendan: 1) un grosor mínimo de 6 mm de polietileno en artroplastias totales o unicompartmentales de rodilla con respaldo metálico; 2) en caso de incluirse agujeros para la colocación de tornillos, un mínimo de 8 mm de polietileno alrededor de dichos agujeros; 3) ausencia de rebabas de polietileno; y 4) no utilización de polietileno prensado en caliente en diseños poco congruentes⁶.

El sistema de artroplastia total de tobillo Cadence brinda la opción de utilizar insertos de polietileno con bisel anterior, concebidos para pacientes con subluxación astragalina anterior. (Figura 14). Mientras que los insertos neutros son simétricos en el plano sagital, los insertos con bisel anterior disponen de una pestaña en su parte anterior.

Para pacientes con subluxación astragalina, este volumen adicional que incorporan los insertos de polietileno inclinados contribuye a mantener un alineamiento sagital funcional una vez reducida la articulación. Esto es importante ya que el desalineamiento sagital tras una artroplastia total de tobillo se ha relacionado con malos resultados. Estudios recientes sugieren que lo ideal es volver a colocar la articulación en alineamiento neutro en el plano sagital²⁸. Desde el punto de vista mecánico, el desalineamiento en el plano sagital da lugar a carga periférica y tensiones por contacto en el polietileno. Por su diseño, los insertos de polietileno con bisel anterior ayudan a mantener el astrágalo en la posición correcta y amplían la superficie articular, lo que permite al astrágalo soportar cargas más elevadas que cuando se utiliza un inserto estándar, reduciéndose así las tensiones por contacto que podrían acelerar el desgaste de la prótesis.

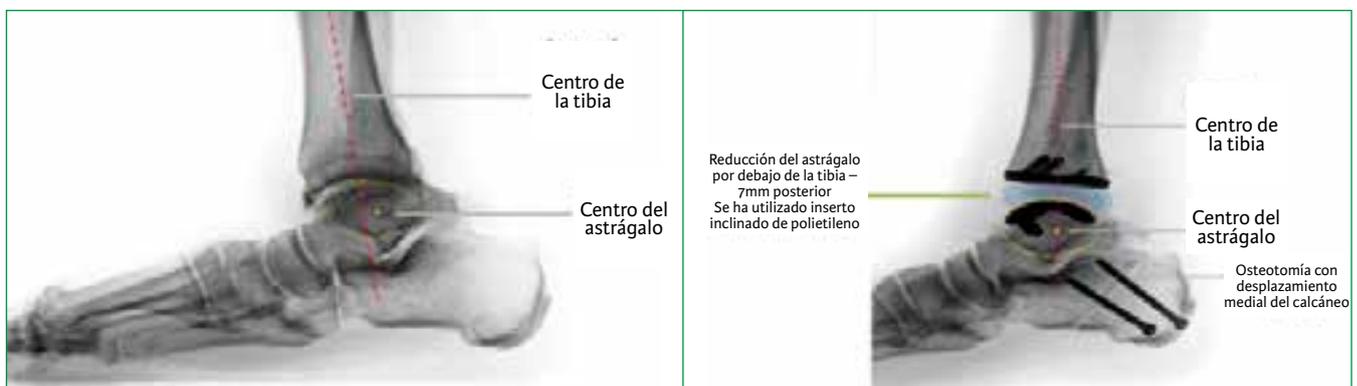
Figura 14



Subluxación: Anterior



NOTA: El sistema Cadence está diseñado para corregir desalineamientos intraarticulares provocados por problemas de desgaste o consolidaciones viciosas intraarticulares. No está diseñado para corregir deformidades extraarticulares. Por ello, cualquier deformidad extraarticular debe corregirse antes de implantar el Sistema Cadence de Artroplastia Total de Tobillo. Los desalineamientos debidos a laxitud ligamentosa también podrán corregirse, siempre y cuando se restablezca un correcto equilibrio ligamentoso, lo que en algunas ocasiones requiere la reconstrucción de los ligamentos.



La gran cantidad de opciones que ofrece el sistema Cadence junto con el diseño anatómico de los componentes tibial y astragalino permiten al cirujano personalizar el tratamiento en función de la anatomía del paciente, lo que a su vez reduce la incidencia de dolor, y mejora la calidad de vida y la función del tobillo en pacientes con artrosis de tobillo terminal.

La técnica quirúrgica y un instrumental simplificados contribuyen a una cirugía más eficiente y reproducible

Al diseñar el Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence® se priorizó la optimización del instrumental y el perfeccionamiento de la técnica quirúrgica.

Muchos cirujanos ortopédicos especialistas en pie y tobillo consideran la artroplastia total de tobillo como procedimiento técnicamente complejo, asociado con una pronunciada curva de aprendizaje. Varios estudios demuestran que la experiencia del cirujano (tanto en términos del número total de artroplastias totales de tobillo realizadas como del número de intervenciones realizadas con un sistema protésico concreto) está directamente relacionada con la obtención de resultados significativamente superiores y la disminución en el número de complicaciones derivadas de errores quirúrgicos^{11,12}. La importancia de la curva de aprendizaje ha sido puesta de manifiesto por el registro sueco, según el cual un cirujano consigue una tasa de supervivencia a 5 años del 70% en sus primeras 30 implantaciones y del 86% en las posteriores^{11,12}.

Los objetivos de diseño para el instrumental del sistema Cadence fueron los siguientes:

- 1- conseguir un grado aceptable de reproducibilidad entre procedimientos y entre cirujanos minimizando la necesidad de realizar gestos a mano alzada.
- 2- utilizar los mejores conceptos de los sistemas de artroplastia total de tobillo comúnmente utilizados para acortar la curva de aprendizaje.
- 3- desarrollar nuevos conceptos para abordar los problemas asociados con el uso de los sistemas de artroplastia total de tobillo comúnmente utilizados.
- 4- simplificar el instrumental y optimizar la presentación de la bandeja de esterilización para incrementar la eficiencia del trabajo en quirófano.

La técnica quirúrgica del Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence® comienza con un abordaje anterior estándar. Utilizando uno o más pines, se fija una única guía de alineamiento tibial extramedular al extremo distal de la tibia. La guía de alineamiento está en gran medida inspirada en la experiencia de Integra en el diseño de prótesis osteoarticulares. De hecho Integra desarrolló una guía similar para un sistema de tobillo anterior que se utilizó con éxito durante 15 años y recibió no pocos elogios por su simplicidad y versatilidad. Se ajusta una abrazadera de resorte alrededor de la porción proximal de la tibia, lo que evita la necesidad de introducir un perno a través de la porción proximal de la tibia. Se utilizan pernos óseos con cabeza para fijar al hueso la guía de alineamiento y las guías de corte posteriores, reforzando la estabilidad. La utilización de un único perno en la porción distal de la tibia estabiliza la guía de alineamiento, permitiendo pequeños ajustes en la orientación sagital y coronal. Puede introducirse un segundo perno para reforzar la fijación de la guía. Esta guía de alineamiento todo en uno permite al cirujano: (a) determinar la pendiente del corte sagital, (b) definir el nivel de resección global, (c) realizar ajustes en el nivel de resección, (d) establecer el alineamiento rotacional, (e) desplazar todo el montaje hacia medial-lateral para ajustarse a posibles deformidades en varo/valgo, (f) realizar ajustes en el posicionamiento medial-lateral (Figura 15).

Parte del instrumental utilizado en el sistema Cadence para reseccionar el hueso tibial, así como la realización del corte superior en el astrágalo, están inspirados en otros sistemas de artroplastia del tobillo comúnmente utilizados. La preparación de la resección de la tibia y de la porción superior del astrágalo se realiza mediante guías de corte fijadas sobre la guía de alineamiento. El sistema incluye varias plantillas y dispositivos de alineamiento para ajustar la posición de estos cortes tanto visual como radiográficamente. Se acompañan también de un osteotomo en ángulo y un perno óseo de 5mm de diámetro para facilitar la retirada del hueso resecado, complementándose así la técnica de resección estándar consistente en la utilización de una sierra sagital y una sierra oscilante (Figura 16, 17).

- Cadence incorpora conceptos inspirados en otros sistemas de artroplastia total de tobillo para acortar la curva de aprendizaje.
- Los pines se colocan de forma tal que no interfieran con las estructuras vasculares del astrágalo.
- Diseñado para permitir un corte en bisel del astrágalo más eficiente y facilitar la inserción del implante.
- Dos bandejas de instrumental identificadas con código cromático.

Figura 15



Figura 16



Figura 17



El sistema Cadence incorpora dos importantes novedades técnicas: (a) el uso de separadores laminares en conjunción con la guía de alineamiento para tensar los ligamentos colaterales, lo que garantiza que el corte superior en el astrágalo se realice en el plano horizontal; y (b) el uso de una guía de corte tibial de 2mm para situaciones en que, tras la extracción de la guía de alineamiento, sea preciso resear más hueso tibial (Figura 18, 19).

También se idearon nuevos conceptos y técnicas para desarrollar un instrumental capaz de preparar superficies biseladas en el astrágalo. El análisis de las opciones ofrecidas por otros sistemas de tobillo disponibles desveló oportunidades de mejora. En este ámbito, la ventaja que ofrece el sistema Cadence tiene que ver con que el cirujano dispone de medidores de prueba que sirven también como guías de preparación/resección ósea, así como de una serie de pernos que puede utilizar en múltiples etapas de preparación ósea. Se decidió colocar los pernos temporales en la porción posterior del astrágalo a fin de preservar la vascularización del hueso. Otra innovación clave del sistema Cadence está relacionada con la preparación del bisel anterior utilizando una técnica de fresado que consiste en la extracción sucesiva de pequeñas cantidades de hueso hasta que se obtiene una superficie lisa que casi no requiere ninguna preparación posterior. En definitiva, se ha optimizado la preparación del astrágalo en el sistema Cadence para hacerla fiable y eficiente (Figura 20, 21).

Aunque el sistema Cadence ofrece una enorme variedad de opciones protésicas (672 combinaciones posibles), los componentes de prueba ocupan la mitad de una bandeja, comprendidos los componentes de prueba correspondientes a los distintos diseños de inserto de polietileno (con inclinación estándar y anterior). El cirujano puede construir una prótesis de prueba completa en la articulación del paciente y comprobar su funcionamiento a través de un arco completo de movimiento antes de preparar el hueso para la fijación del implante definitivo. La distancia entre los tetones anteriores (utilizados para la fijación de la bandeja tibial y la cúpula astragalina) y el borde anterior será siempre la misma para todas las tallas protésicas, lo que permite al cirujano ir probando distintas tallas hasta tener construido el montaje definitivo (Figura 22).

La inserción definitiva del sistema Cadence se realiza por medio de tres insertadores/impactadores directos, uno para cada componente (Figura 23).

Figura 18



Figura 19



Figura 20



Figura 21



Figura 22

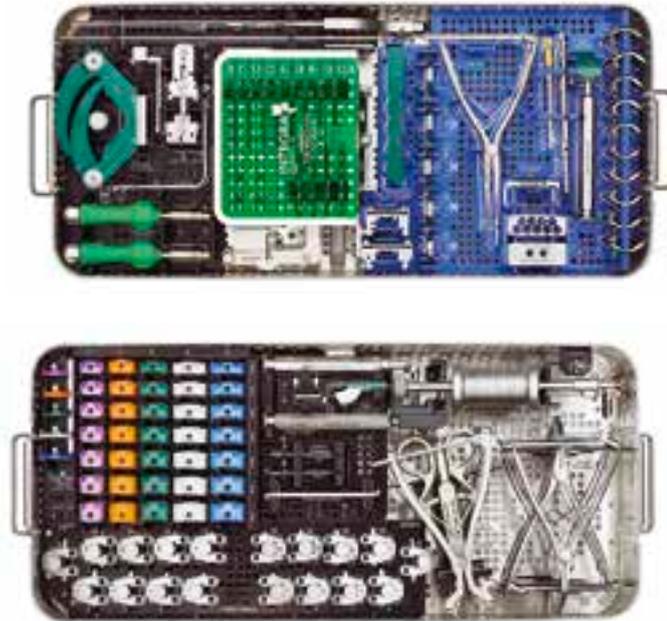


Figura 23



Por último, la presentación y disposición de las bandejas de esterilización ha sido optimizada con el fin de aumentar la eficiencia del trabajo en quirófano. Todo el instrumental viene dispuesto en dos bandejas de un solo nivel, presentándose los instrumentos en zonas específicas (identificadas con distintos colores) según el orden en que deben ser utilizados con arreglo a la técnica quirúrgica (Figura 24).

Figura 24



Cadence: Un paso más allá en artroplastia total de tobillo

El Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence® incorpora mejoras en los componentes protésicos, en el instrumental y en la técnica quirúrgica con el fin de permitir una artroplastia total de tobillo más precisa y de mayor calidad. Para su diseño, sus creadores se inspiraron en la historia colectiva de la artroplastia total de tobillo con el objetivo de incorporar y refinar ideas exitosas del pasado, combinándolas con soluciones innovadoras para abordar problemas aun no resueltos.

Al diseñar el sistema Cadence, se tuvieron muy en cuenta las consideraciones anatómicas y se intentó recrear la cinemática natural de la articulación del tobillo. El sistema ofrece una plétora de opciones protésicas, cada una disponible en versión derecha e izquierda, que incluyen insertos de polietileno con inclinación anterior o posterior dirigidos a pacientes con subluxación astragalina. Estas opciones permiten al cirujano personalizar el sistema Cadence en función de la situación anatómica de cada paciente. De esta forma, el sistema Cadence consigue reducir las complicaciones postoperatorias más habituales asociadas con el uso de los sistemas de artroplastia total de tobillo utilizados en la actualidad, tales como el pinzamiento peroneo, el desalineamiento en el plano sagital y el aflojamiento protésico.

Al desarrollar la técnica quirúrgica y diseñar el instrumental del sistema Cadence se persiguieron los siguientes objetivos: (1) minimizar la resección del hueso astragalino; y (2) simplificar la secuencia quirúrgica. El primero de los objetivos es importante para mantener la vascularización del astrágalo, reduciendo el riesgo de necrosis avascular. En cuanto al segundo objetivo, el sistema Cadence es un compendio de las ideas más innovadoras en materia de instrumental y técnica quirúrgica de las prótesis de tobillo utilizadas en la en el pasado, que incorpora al mismo tiempo nuevos conceptos encaminados a acortar la curva de aprendizaje e incrementar la reproducibilidad y eficiencia del procedimiento.

Aunque será necesario acumular mayor experiencia clínica para demostrar la superioridad del sistema Cadence frente a los sistemas de artroplastia de tobillo utilizados en el pasado, es preciso afirmar que los avances de diseño incorporados en el Sistema de Artroplastia Total de Tobillo Cadence® fueron concebidos para ayudar al cirujano a dar el siguiente paso en artroplastia total de tobillo.

Bibliografía

1. Bartel DL, Bicknell VL, Wright TM. The effect of conformity, thickness, and material on stress in ultra-high molecular weight components for total joint replacement. *J Bone Joint Surg (Am)* 1986; 68-A; 1041-51.
2. Bolton-Maggs BG, Sudlow RA, Freeman MA: Total ankle arthroplasty: A long-term review of the London Hospital experience. *J Bone Joint Surg Br* 1985;67(5):785-790.
3. Brockett CL, Chapman GJ. Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma*. 2016;30(3):232-238. doi:10.1016/j.mporth.2016.04.015.
4. Demottaz JD, Mazur JM, Thomas WH, Sledge CB, Simon SR: Clinical study of total ankle replacement with gait analysis: A preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 1979;61(7):976-988.
5. Dexx, J. Anatomical Data Mining (ADaM) report. 2013
6. Engh GA, Dwyer KA, Hanes CK. Polyethylene wear of metal-backed tibial components in total and unicompartmental knee prostheses. *J Bone Joint Surg Br*. 1992 Jan;74(1):9-1
7. Feldman MH, Blake WJ, Perler AD, Paradoa AC, Rockwood JW. The Buechel-Pappas Total Ankle Joint Replacement: Report on Fifty-Seven Cases. In: Update 2002 Proceedings of the Annual Meeting of the Podiatry Institute, Update '02 pp. 310-319, edited by NS Vickers, The Podiatry Institute, Tucker, GA.
8. Giannini, S; Romagnoli, M; O'connor, J.; Malerba, F; Leardini, Alberto (2010). "Total Ankle Replacement Compatible with Ligament Function Produces Mobility, Good Clinical Scores, and Low Complication Rates: An Early Clinical Assessment". *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 468 (10): 2746-53.
9. Glazebrook MA, Arsenault K, Dunbar M. Evidence-based classification of complications in total ankle arthroplasty. *Foot Ankle Int*. 2009 Oct;30(10):945-9.
10. Gougoulas NE; Khanna A; Maffulli N. History and evolution in total ankle arthroplasty. *Br Med Bull*. 2009;89:111-51. doi: 10.1093/bmb/ldno39.
11. Henricson A, Skoog A, Carlsson A: The Swedish Ankle Arthroplasty Register: An analysis of 531 arthroplasties between 1993 and 2005. *Acta Orthop* 2007;78(5):569-574.
12. Henricson A, Nilsson JA, Carlsson A: 10-year survival of total ankle arthroplasties: A report on 780 cases from the Swedish Ankle Register. *Acta Orthop* 2011;82(6):655-659.
13. Hintermann, B. Ruiz, R. Ankle arthritis and the treatment with ankle replacement. *Revista Médica Clínica Las Condes*. Volume 25, Issue 5, September 2014, Pages 812-823. DOI: 10.1016/S0716-8640(14)70112-9
14. Kirkup J: Richard Smith ankle arthroplasty. *J R Soc Med* 1985;78(4):301-304.
15. Kitaoka HB, Patzer GL, Ilstrup DM, Wallrichs SL: Survivorship analysis of the Mayo total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1994;76(7):974-979.
16. Kitaoka HB, Patzer GL: Clinical results of the Mayo total ankle arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am* 1996;78(11):1658-1664.
17. Krause M, Rupprecht M, Mumme M, Püschel K, Amling M, Barvencik F. Bone microarchitecture of the talus changes with aging. *Clin Orthop Relat Res*. 2013 Nov;471(11):3663-71. doi: 10.1007/s11999-013-3195-0. Epub 2013 Jul 27.
18. Neumann, DA; Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations of Rehabilitation. iKnowledge: Your Knowledge Base System. Published 2015-03-18, last modified 2015-03-18. Retrieved 2017-04-17, from <http://clinicalgate.com/ankle-and-foot/>
19. Newton SE III: Total ankle arthroplasty: Clinical study of fifty cases. *J Bone Joint Surg Am* 1982;64(1):104-111.
20. Ochsner PE. Osteointegration of orthopaedic devices. *Semin Immunopathol*. 2011 May;33(3):245-56. doi: 10.1007/s00281-011-0241-4. Epub 2011 Jan 21. Review.
21. Pal, GP; Routal RV. Architecture of the cancellous bone of the human talus. *Anat Rec*. 1998 Oct;252(2):185-93.
22. Prusinowska A, Krogulec Z, Turski P, Przepiórski E, Małydk P, Księżopolska-Orłowska K. Total ankle replacement – surgical treatment and rehabilitation. *Reumatologia*. 2015;53(1):34-39. doi:10.5114/reum.2015.50555.
23. Roukus, T et al. Secondary Procedures in Total Ankle Replacement, An Issue of Clinics in Podiatric Medicine and Surgery, Clinics Review Articles: Clinics in Podiatric Medicine and Surgery page 498
24. Saltzman, CL; McIlff, TE; Buckwalter, JA; Brown, TD (2000). "Total ankle replacement revisited". *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 30 (2): 56-67. doi:10.2519/jospt.2000.30.2.56. PMID 10693083.
25. Tennant JN1, Rungprai C2, Pizzimenti MA3, Goetz J4, Phisitkul P2, Femino J2, Amendola A2. Risks to the blood supply of the talus with four methods of total ankle arthroplasty: a cadaveric injection study. *J Bone Joint Surg Am*. 2014 Mar 5;96(5):395-402. doi: 10.2106/JBJS.M.01008.
26. Total ankle replacement (TAR). *OrthopaedicsOne Articles*. In: *OrthopaedicsOne - The Orthopaedic Knowledge Network*. Created Nov 09, 2009 11:25. Last modified Jul 09, 2012 11:11 ver.51. Retrieved 2017-04-19, from <http://www.orthopaedicsone.com/x/3oKdAQ>.
27. Van Bergen CJ, de Leeuw PA, van Dijk CN. Treatment of osteochondral defects of the talus. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 2008 Dec;94(8 Suppl):398-408. doi: 10.1016/j.rco.2008.09.003. Epub 2008 Nov 11.
28. Veljkovic, A et al. Sagittal Distal Tibial Articular Angle and the Relationship to Talar Subluxation in Total Ankle Arthroplasty. *FAI* 2016 V37(9) 929-937.
29. Weiser, A Integra Data used for Internal documentation (available upon request)
30. Zaidi R1, Cro S, Gurusamy K, Siva N, Macgregor A, Henricson A, Goldberg A. The outcome of total ankle replacement: a systematic review and meta-analysis. *Bone Joint J*. 2013 Nov;95-B(11):1500-7. doi: 10.1302/0301-620X.95B11.31633. total ankle arthroplasty systems today



OFICINAS CENTRALES

Avda. Jardín Botánico 1345, Silos del Intra
33203 Gijón, Asturias, España
T: +34 985 195 505 F: +34 985 373 452
info@mba.eu www.mba.eu



DISTRIBUCIÓN España

DELEGACIÓN ANDALUCÍA

Juan Gris 16. 29006 Málaga
T: +34 952 040 300 F: +34 952 316 016

DELEGACIÓN ARAGÓN

Avd. Las Torres 24, planta 1ª, oficinas 3 y 4.
50008 Zaragoza
T: +34 976 461 092 F: +34 976 461 093

DELEGACIÓN ASTURIAS Y LEÓN

Avda. Jardín Botánico 1345. Silos del Intra
33203 Gijón, Asturias
T: +34 985 195 505 F: +34 985 373 452

DELEGACIÓN BALEARES

Carles Riba 1. 07004 Palma de Mallorca
T: +34 971 292 561 F: +34 971 298 601

DELEGACIÓN CANARIAS

León y Castillo 42, 5º B.
35003 Las Palmas de Gran Canaria
T: +34 928 431 176 F: +34 928 380 060

DELEGACIÓN CASTILLA LA MANCHA

Santa Bárbara, Local 2-4. 13003 Ciudad Real
T: +34 926 274 820 F: +34 926 230 552

DELEGACIÓN CASTILLA Y LEÓN

Democracia 1, bajo. 47011 Valladolid
T: +34 983 320 043 F: +34 983 267 646

DELEGACIÓN CATALUÑA

Sardenya 48, bajo 4. 08005 Barcelona
T: +34 93 224 70 25 F: +34 93 221 31 37

DELEGACIÓN COMUNIDAD VALENCIANA

Alberique 27, esc. izq. 1º, puerta 3. 46008 Valencia
T: +34 96 382 66 02 F: +34 96 385 98 56

DELEGACIÓN EXTREMADURA

Francisco Guerra 14. 06011 Badajoz
T: +34 924 207 208 F: +34 924 242 557

DELEGACIÓN GALICIA

Gran Vía 161, 1º C. 36210 Vigo
T: +34 986 484 400 F: +34 986 494 804

DELEGACIÓN MADRID

Calle Cronos 63, 1º, 1. 28037 Madrid
T: +34 91 434 05 30 F: +34 91 433 76 99

DELEGACIÓN NORTECENTRO

(País Vasco, Cantabria, Navarra y La Rioja)
Músico Sarasate 2-4, bajo. 48014 Bilbao
T: +34 944 396 432 F: +34 944 271 382

DISTRIBUCIÓN Italia

GALLARATE

Via Amatore Sciesa 40A
21013 Gallarte (VA) Italia
T: +39 0331 777312 F: +39 0331 777248

DISTRIBUCIÓN Portugal

Rua Manuel Pinto Azevedo 74, 2º A. 4100 320 Porto
T: +351 226 166 060 F: +351 226 166 069

