

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
GRADO EN INGENIERÍA DE LA SALUD

**ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LAS
PRESIONES DE CONTACTO EN UNA PRÓTESIS DE
CADERA.**

**FINITE ELEMENT ANALYSIS OF CONTACT
PRESSURE ON A HIP PROSTHESIS**

Realizado por
Sarai Infantes Díaz
Tutorizado por
Francisco Ezquerro Juanco
Departamento
Ingeniería Mecánica, Térmica y de Fluidos

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
MÁLAGA, junio de 2016

Fecha defensa:
El Secretario del Tribunal

Agradecimientos

A D. Francisco Ezquerro por permitirme desarrollar este trabajo y ayudarme a realizarlo.

A Miguel A. por su apoyo incondicional y por ayudarme en todo lo que estaba en sus manos.

A mis padres por confiar y tener ilusión con lo que hago.

A mi hermano Juan A. y a Desi por todos sus consejos.

A mi hermano Francis por animarme siempre que lo he necesitado.

Resumen

Este trabajo consiste en desarrollar un modelo de una prótesis de cadera y predecir los valores de presión de contacto y deformación para posteriormente poder comparar en base a los valores obtenidos, una serie de parámetros que afectan al fracaso prostético.

Uno de los principales motivos del fracaso del implante es el desgaste que se produce entre los materiales, el cuál es dependiente del nivel de presiones de contacto transmitidas entre los componentes prostéticos. Por lo que mediante el modelado de la interacción entre la cabeza y el inserto se pretende buscar las menores presiones de contacto. Para ello se ha diseñado un modelo tridimensional de una prótesis de cadera basado en las prótesis que se comercian hoy en día mediante herramientas CAD-CAM diseñadas en el programa Autodesk Inventor. La interacción entre la cabeza y el inserto se ha modelado mediante el método de los elementos finitos con el programa ANSYS Workbench, obteniendo resultados de presiones de contacto y deformaciones del implante bajo una carga aplicada sobre la cabeza y analizando estos con diferentes pares de materiales (Metal-Polímero, Cerámica-Polímero y Cerámica-cerámica), diferentes diámetros de cabeza (28, 32 y 44mm) y diferentes ángulos de inclinación entre el componente acetabular y el eje horizontal (35, 45, 55 y 65 grados) con el fin de establecer comparaciones entre los parámetros que afectan a las presiones de contacto las cuales son una de las responsables del desgaste del material, fenómeno de reabsorción ósea y consecuentemente aflojamiento y pérdida de la cirugía de reemplazo.

Palabras claves: *Biomateriales, Aleación de cromo cobalto, aleación de titanio, UHMWPE, biocerámicas, corrosión, presión de contacto, desgaste, fallo, aflojamiento, prótesis de cadera, CAD, Autodesk Inventor, Ansys Workbench, modelado, simulación, elementos finitos, articulación*

Abstract

In this thesis a simulation model of a hip prosthesis is going to be developed. Contact pressure and deformation values are predicted and compared. These values and their effect on a number of parameters that are relevant to prosthesis failure are then analysed.

One of the main reasons for failure of the implant is the wear between the materials, which is dependent on the contact pressure transmitted between the prosthetic components. The aim is to obtain the lower contact pressure between the head and the insert by modeling their interaction. The simulation model designed is a three dimensional model of a hip prosthesis based on the prosthesis implanted currently. The model CAD-CAM was designed in Autodesk Inventor software. The interaction between the head and the insert has been modeled using the finite element method with ANSYS Workbench software. The results of contact pressures and deformations of the implant under a load applied to the head and analysed in detail for a number of variables, such as materials (metal-polymer, ceramic-polymer and ceramic-ceramic), head diameters (28, 32 and 44mm) and angles between the acetabular component and the horizontal axis (35, 45, 55 and 65 degrees). These parameters impact primarily the contact pressures as they affect the material deterioration, the bone resorption phenomenon and consequently provoking the loosening and loss of the replacement surgery.

Keywords: *Biomaterials, cobalt chromium, titanium alloy, UHMWPE, bioceramics, corrosion, contact pressure, failures, wear, prosthesis hip, deformation, CAD, Autodesk Inventor, Ansys Workbench, modeling, simulation, finite element model, replacement, joint*

Índice general

Lista de figuras	5
1. Introducción	11
1.1. Motivación	11
1.2. Objetivos	12
1.3. Estructura del proyecto	13
2. Anatomía y biomecánica de la articulación de la cadera	15
2.1. Descripción de la articulación	15
2.2. Cinemática de la cadera	17
3. Prótesis de cadera	21
3.1. Evolución de la artoplastia total de cadera	22
3.2. Tipos de prótesis	25
3.3. Materiales utilizado en las prótesis de cadera	26
3.3.1. Biomateriales metálicos	28
3.3.2. Biomateriales Cerámicos	29
3.3.3. Biomateriales Poliméricos	29
3.4. Problema de las prótesis actuales	30
4. Métodos	31
4.1. Modelado tridimensional	31
4.1.1. Diseño de los componentes acetabulares	33
4.1.2. Diseño de los componentes femorales	38
4.2. Simulación mediante el Método de los Elementos Finitos	46
4.2.1. Definición de materiales	50
4.2.2. Mallado y estudio de convergencia	51

4.2.3. Contacto	53
4.2.4. Cargas y condiciones de contorno	55
5. Resultados	57
5.1. Movilidad con diferentes tamaños de cabeza	58
5.2. Cabeza de 28mm	60
5.2.1. Presiones de contacto	60
5.2.2. Deformaciones	67
5.3. Cabeza de 32mm	72
5.3.1. Presiones de contacto	72
5.3.2. Deformaciones	78
5.4. Cabeza de 44mm	84
5.4.1. Presión de contacto	84
5.4.2. Deformaciones	90
5.5. Comparación de los tres tamaños	95
5.5.1. Presiones de contacto	95
5.5.2. Deformaciones	97
6. Conclusiones	99

Índice de figuras

2.1. Anatomía normal de la cadera. [11]	16
2.2. Ángulo cervicofisiario. [7]	16
2.3. Ángulo de anteversión de la cadera. [12]	17
2.4. Planos y ejes anatómicos. [33]	18
2.5. Movimientos en el plano sagital. [33]	18
2.6. Movimientos en el plano frontal. [33]	19
2.7. Movimientos en el plano transversal. [33]	19
3.1. Osteoartritis en la articulación de la cadera. [12]	21
3.2. Modelo en metal. [2]	22
3.3. Modelo de Thomson. [2]	23
3.4. Modelo de Moore. [2]	23
3.5. Prótesis de Charnley. [2]	24
3.6. Prótesis de cadera implantada en el hueso.	26
4.1. Prótesis total de cadera. [15]	32
4.2. Primer sketch del inserto.	33
4.3. Segundo sketch del inserto.	33
4.4. Sketch pestañas del inserto.	34
4.5. Extrusión de las pestañas del inserto.	34
4.6. Circular Pattner de las pestañas del inserto.	35
4.7. Modelo Inserto.	35
4.8. Disminución del grosor del inserto	36
4.9. Combinación de la cúpula con el inserto.	36
4.10. Hueco para los tornillos.	37
4.11. Circular Pattner para los huecos de los tornillos.	37
4.12. Anclaje ente inserto y inserto.	38

4.13. Sketch de la cabeza.	38
4.14. Pieza 3D de la cabeza.	39
4.15. Loft para la creación de la pieza del vástago.	39
4.16. Caras laterales del vástago planas.	40
4.17. Resultado del modelo del vástago tras realizar “Fillet” en los bordes de la pieza.	41
4.18. Ángulo cervicofisiario 130 grados.	42
4.19. Perfil cónico con forma de V.	43
4.20. Ángulo Q.	44
4.21. Cono 12-14mm.	44
4.22. Anclaje de la cabeza en el vástago mediante el cono 12-14	45
4.23. Ángulo de 45 grados de la cúpula con respecto el eje horizontal.	46
4.24. Convergencia de la solución mediante Newton Raphson.	49
4.25. Interfaz Ansys Workbench.	49
4.26. Propiedades de Ti6Al4V, CoCrMo, UHMWPE, ZrO_2 en Ansys Work- bench	50
4.27. Modelo analizado en Ansys Workbench	51
4.28. Estudio de convergencia de mallado	52
4.29. Mallado del modelo	53
4.30. Penetración entre los cuerpos en contacto [27]	54
4.31. Dirección de la fuerza aplicada al modelo	55
5.1. Rango de movilidad para prótesis con 28 mm de diámetro.	58
5.2. Rango de movilidad con cabeza de 32mm de diámetro.	59
5.3. Rango de movilidad con cabeza de 44mm de diámetro.	59
5.4. Máx. presión de contacto en la cabeza de 28mm con el par ZrO_2 - UHMWPE.	60
5.5. Presión de contacto con ZrO_2 -UHMWPE con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación.	61
5.6. Máx. presión de contacto en la cabeza de 28mm con el par $ZrO_2 - ZrO_2$	62
5.7. Presión de contacto con $ZrO_2 - ZrO_2$ con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación.	63
5.8. Máx. presión de contacto en la cabeza de 28mm con el par CoCrMo- UHMWPE.	64

5.9. Presión de contacto con CoCrMo-UHMWPE con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación.	65
5.10. Comparación de los tres pares de materiales con 28mm de cabeza. . .	66
5.11. Deformación total del inserto con cabeza de 28mm a 45 grados. . . .	67
5.12. Comparación de las deformaciones con cabeza de 28mm a 35 grados.	67
5.13. Deformación total del inserto, con cabeza de 28mm a 45 grados. . . .	68
5.14. Comparación de las deformaciones con cabeza de 28mm a 45 grados .	68
5.15. Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 28mm a 55 grados.	69
5.16. Comparación de las deformaciones con cabeza de 28mm a 55 grados .	69
5.17. Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 28mm a 65 grados.	70
5.18. Comparación de las deformaciones en el inserto de 13mm a 65 grados	70
5.19. Comparación de las deformaciones con los diferentes materiales en función de los ángulos.	71
5.20. Máx. presión de contacto en la cabeza de 32mm con el par ZrO_2 -UHMWPE	72
5.21. Presión de contacto con ZrO_2 -UHMWPE con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 32mm	73
5.22. Máx. presión de contacto en la cabeza de 32mm con el par ZrO_2 - ZrO_2	74
5.23. Presión de contacto con $ZrO_2 - ZrO_2$ con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 32mm.	75
5.24. Máx. presión de contacto en la cabeza de 32mm con el par CoCrMo-UHMWPE	76
5.25. Presión de contacto con cocrmo-uhmwpe con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 32mm	77
5.26. Comparación de las deformaciones con los diferentes materiales en función de los ángulos.	78
5.27. Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 32mm a 35 grados.	79
5.28. Comparación de las deformaciones en el inserto de 11mm a 35 grados	79
5.29. Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 32mm a 45 grados.	80
5.30. Comparación de las deformaciones en el inserto de 11mm a 45 grados	80
5.31. Deformación total del inserto, con cabeza de 32mm a 55 grados . . .	81
5.32. Comparación de las deformaciones con la cabeza de 32mm a 55 grados	81
5.33. Deformación total del inserto, con cabeza de 32mm a 65 grados . . .	82

5.34. Comparación de las deformaciones con la cabeza de 32mm a 65 grados	82
5.35. Comparación de las deformaciones con los diferentes materiales en función de los ángulos.	83
5.36. Máx. presión de contacto en la cabeza de 44mm con el par ZrO_2 - UHMWPE	84
5.37. Presión de contacto con cocrmo-uhmwpe con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 44mm.	85
5.38. Máx. presión de contacto en la cabeza de 44mm con el par $ZrO_2 - ZrO_2$	86
5.39. Presión de contacto con $ZrO_2 - ZrO_2$ con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 44mm.	87
5.40. Máx. presión de contacto en la cabeza de 44mm con el par CoCrMo- UHMWPE	88
5.41. Presión de contacto con cocrmo-uhmwpe con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 44mm.	89
5.42. Comparación de los tres pares de materiales con 44mm de cabeza de fémur.	90
5.43. Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 44mm a 35 grados	91
5.44. Comparación de las deformaciones en el inserto con cabeza de 44mm a 35 grados.	91
5.45. Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 44mm a 45 grados	92
5.46. Comparación de las deformaciones en el inserto de 5mm a 45 grados.	92
5.47. Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 44mm a 55 grados	93
5.48. Comparación de las deformaciones en el inserto de 5mm a 55 grados.	93
5.49. Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 44mm a 65 grados	93
5.50. Comparación de las deformaciones en el inserto de 5mm a 65 grados.	94
5.51. Comparación de las deformaciones en los diferentes materiales en fun- ción de los ángulos.	94
5.52. Comparación de las presiones de contacto en el par ZrO_2 -UHMWPE con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación.	95
5.53. Comparación de las presiones de contacto en el par $ZrO_2 - ZrO_2$ con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación. .	96
5.54. Comparación de las presiones de contacto en el par CoCrMo-UHMWPE con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación.	96

- 5.55. Comparación de las deformaciones en el par ZrO_2 -UHMWPE con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación. . . . 97
- 5.56. Comparación de las deformaciones en el par $ZrO_2 - ZrO_2$ con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación. . . . 98
- 5.57. Comparación de las deformaciones en el par CoCrMo-UHMWPE con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación. . . 98

Capítulo 1

Introducción

El cuerpo humano se compone de un sistema de locomoción complejo, en el cual la articulación de la cadera desempeña un papel importante en la movilidad y transmisión del peso corporal. Esta articulación presenta afecciones mecánicas y traumáticas que son la causa del reemplazo parcial o total de la articulación con prótesis, las cuales intentan semejar las características de la articulación original. El avance tecnológico de estas piezas, se ha llevado a cabo sobre todo en el diseño y en los materiales de los implantes, haciendo que la expectativa de los pacientes pase de quedar libre de dolor a conseguir también una movilidad y funcionalidad casi normal por un largo periodo de tiempo. Aunque aún sigue siendo necesario volver a intervenir al paciente en la mayoría de los casos debido al desgaste que se produce en los materiales provocado por los distintos pares de fricción y aflojamiento de la prótesis. Esto sigue siendo un problema, sobre todo cuando se implanta la prótesis en pacientes jóvenes. [1]

1.1. Motivación

A día de hoy, el reemplazo total de cadera iguala en frecuencia a las enfermedades cardiovasculares. [2] Los resultados de un estudio, apoyado por la Unión Europea, ilustran notablemente el aumento en la incidencia de osteoporosis ¹. Las proyecciones futuras muestran que el número anual de fracturas llegará a 972000 en el año 2050. Estas cifras, influenciados en gran medida por el aumento de la esperanza de vida

¹Osteoporosis: Enfermedad ósea que se caracteriza por una disminución de la densidad del tejido óseo y tiene como consecuencia una exagerada fragilidad del hueso.

de la UE, indican una considerable demanda de recursos de salud en los próximos años sólo de fracturas causadas por la osteoporosis.

Nos encontramos en un punto de máximo desarrollo en la búsqueda constante de un sistema que minimice al máximo el desgaste de las superficies y el aflojamiento del implante, causa del fracaso protético. [3]

En este campo tan importante y actual, aún quedan puntos por mejorar. Con la intención de un mayor entendimiento en éste campo y el objetivo de obtener posibles aportaciones para las mejoras de los mismos, se ha planteado la elaboración de este trabajo. Además, la realización del mismo significaba varios retos. Por un lado, aprender a desarrollar desde cero todo un sistema mecánico capaz de simular los movimientos de la articulación de la cadera. Tener que profundizar en conocimientos como el uso de software de desarrollos CAD-CAM complejos de usar, para diseñar y simular varios parámetros de una prótesis de cadera. Como se ha comentado antes, a pesar de ser una de las que más ha avanzado a lo largo de la historia, sigue habiendo puntos débiles, objetivos de este trabajo. Además, se pondrán en práctica conocimientos de gran parte de las asignaturas del grado como Biomecánica, Resistencia de Materiales, Biomateriales, Prostética, Ampliación de Matemáticas (Elementos Finitos), Física I, así como ampliar conocimientos en otras materias.

1.2. Objetivos

Como se comentará en el siguiente punto, los biomateriales de las prótesis actuales de cadera, debido al rozamiento que se produce en la articulación, sufren un desgaste. Como consecuencia de este desgaste se produce pérdida de partículas del material, las cuales se introducen entre la interfaz hueso-implante provocando la osteolisis y consecuente aflojamiento de la prótesis, surgiendo así la necesidad de una segunda intervención.

Otro factor a tener en cuenta es la deformación, ya que está relacionada con el desplazamiento en el inserto, provocando que la cabeza se separe de la parte inferior del inserto, dando lugar a posibles dislocaciones.

Existe una demanda continua para desarrollar el uso de implantes de cadera más

seguros y confiables con el objetivo de reducir el fracaso y proporcionar un largo tiempo de vida.

Por lo que el objetivo es realizar un modelo tridimensional de una de las prótesis comercializadas hoy en día por la casa Zimmer [18] y estudiar mediante el método de los elementos finitos la influencia del ángulo de colocación entre el inserto y el eje transversal durante la intervención con distintos tamaños de la cabeza de la prótesis en las presiones de contacto y deformaciones producidas, así como el rango de movilidad permitido con los distintos tamaños de cabeza. Estos estudios se harán además para las parejas de materiales metal-polímero, cerámica-polímero y cerámica-cerámica en la cabeza e inserto respectivamente. Con el objetivo de establecer comparaciones para determinar en cuál de los casos anteriores se produce menos presiones de contacto.

1.3. Estructura del proyecto

El trabajo se ha estructurado de la siguiente forma:

- En el capítulo dos se describe la anatomía y biomecánica de la articulación de la cadera, los huesos que la forman y el tipo de movilidad que permite.
- En el capítulo tres se describe la evolución de las prótesis a lo largo de la historia así como las prótesis que se implantan hoy en día y los distintos tipos de materiales que se usan para la misma. Además de esto, se mencionan los problemas que hoy en día sigue habiendo en las prótesis actuales.
- En el cuarto capítulo, en primer lugar se describe de forma detallada el diseño mediante el software Autodesk Inventor de cada una de las partes de la prótesis que se va a modelar y en segundo lugar, a través del programa Ansys Workbench, se asignan los respectivos materiales a cada pieza de la prótesis, se realiza un mallado de la misma, se describen los contactos, cargas y condiciones de contorno necesarias para la simulación del modelo mediante el método de los elementos finitos, todo esto se aplicará al modelo con diferentes materiales

y ángulos de inclinación del inserto así como varios tamaños y materiales de cabeza.

- En el quinto capítulo se presentan los resultados del trabajo.
- En el capítulo seis se exponen las conclusiones.

Capítulo 2

Anatomía y biomecánica de la articulación de la cadera

La articulación de la cadera es una de las más importantes en el cuerpo humano. Esta nos permite hacer la mayoría de las acciones diarias como andar, levantarse, así como soportar el peso del cuerpo.

2.1. Descripción de la articulación

La articulación de la cadera, unión coxofemoral, es una articulación simétrica mediante la cual se forma la conexión primaria entre los miembros inferiores y el esqueleto de la parte superior del cuerpo como se muestra en la figura 2.1, sus superficies articulares son esféricas. Se trata de una diartrosis de tipo enartrosis, movilidad en los tres ejes del espacio, y tres grados de libertad. Su función es orientar al miembro inferior en todas las direcciones.

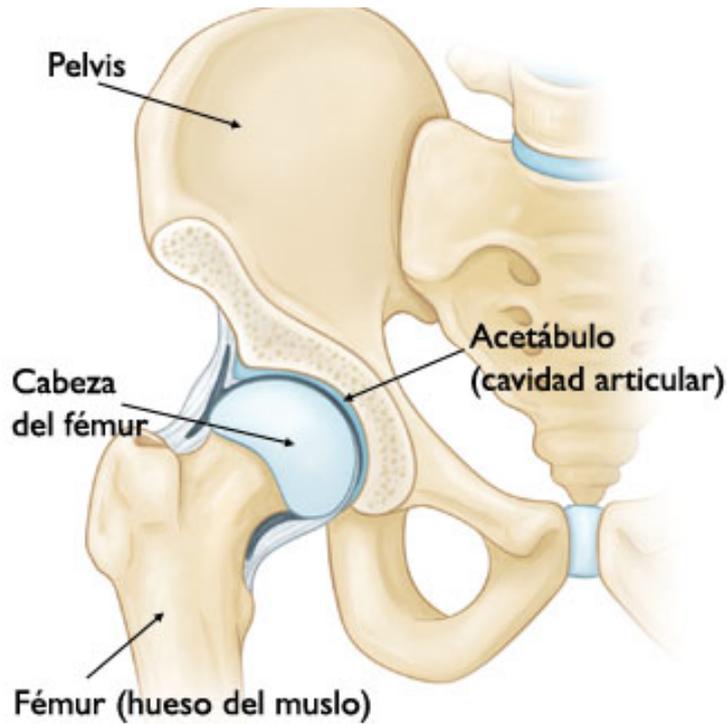


Figura 2.1: Anatomía normal de la cadera. [11]

La articulación de la cadera está constituida fundamentalmente por dos superficies óseas: el acetábulo y la cabeza del fémur.

La cabeza del fémur (epífisis proximal) tiene forma de dos tercios de esfera. En condiciones normales, la cabeza se encuentra inclinada en relación a la diáfisis, formando el ángulo de inclinación, también denominado ángulo cervicofisiario (Figura 2.2), y cuyo valor normal puede variar de entre 125° y 140° .

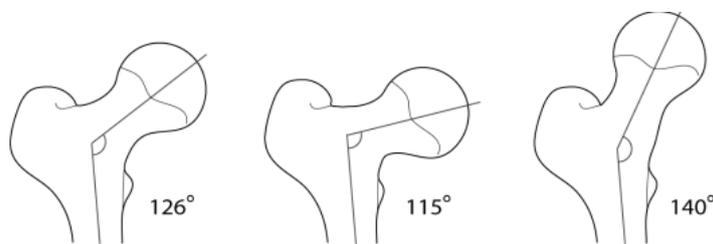


Figura 2.2: Ángulo cervicofisiario. [7]

El nacimiento del ángulo está aproximadamente en 45° con el eje horizontal. La cabeza del fémur se encuentra encajada en una semiesfera hueca, inserto o

acetábulo, el cual se encuentra en la unión del ilíaco con las ramas ilión e isquiún pubiana, forma una cavidad circular, que está en ante versión entre 15° y 30° (Figura 2.3).

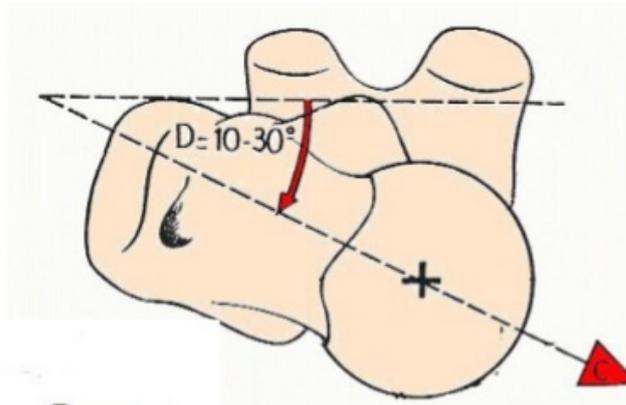


Figura 2.3: Ángulo de anteversión de la cadera. [12]

Tanto el fémur como el acetábulo están cubiertos con una capa de cartílago para proporcionar articulación suave y para absorber la carga. Toda la articulación de la cadera está rodeada por una cápsula fibrosa, flexible para permitir grandes gamas de movimiento. Varios ligamentos conectan la pelvis al fémur para estabilizar más la articulación. Los músculos y los tendones proporcionan fuerzas de accionamiento para realizar los movimientos triaxiales.

2.2. Cinemática de la cadera

Antes de describir la cinemática, se definirá los ejes anatómicos y los planos de referencia para el estudio del movimiento (Figura 2.4). La posición neutra, en la que los ángulos de rotación en los tres ejes definidos se consideran nulos es la posición de bipedestación.

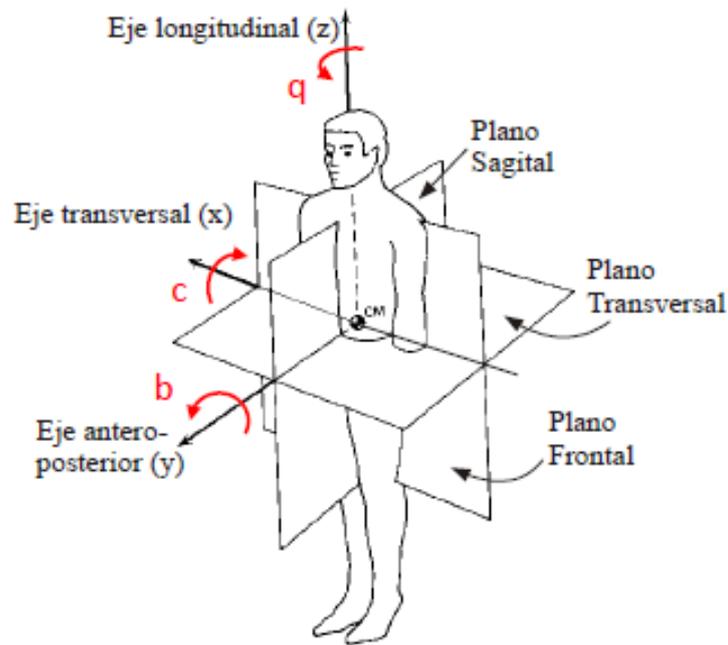


Figura 2.4: Planos y ejes anatómicos. [33]

En el plano sagital y alrededor de un eje transversal, se realiza la flexión/extensión (Figura 2.5). El movimiento de flexión produce el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco y el movimiento de extensión dirige el miembro inferior hacia atrás del plano frontal y su amplitud es mucho menor que la de la flexión, limitada por el ligamento iliofemoral.

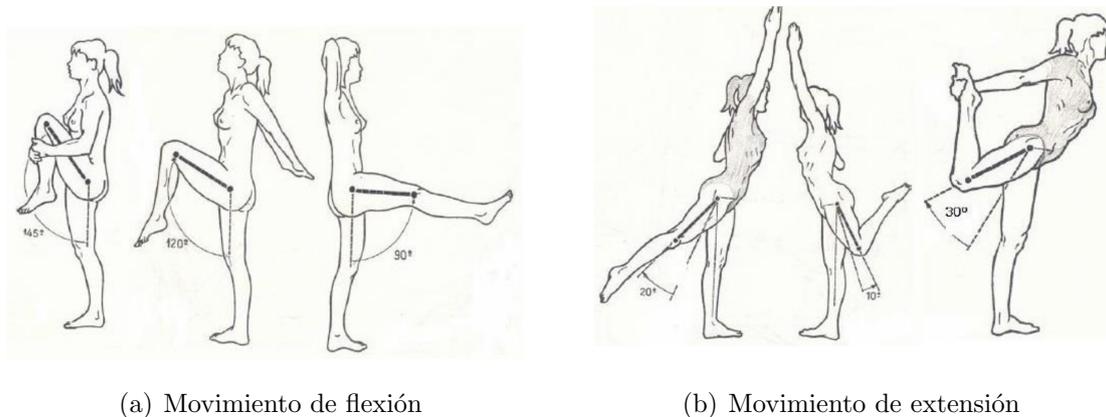


Figura 2.5: Movimientos en el plano sagital. [33]

En el plano frontal y alrededor de un eje anteroposterior, se produce el movimiento de la abducción / aducción (Figura 2.6). El movimiento de la abducción

dirige el miembro inferior hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo, mientras que el movimiento de aducción de la cadera aislado de otros movimientos no existe, sino que tiene que partir de una posición inicial de abducción.

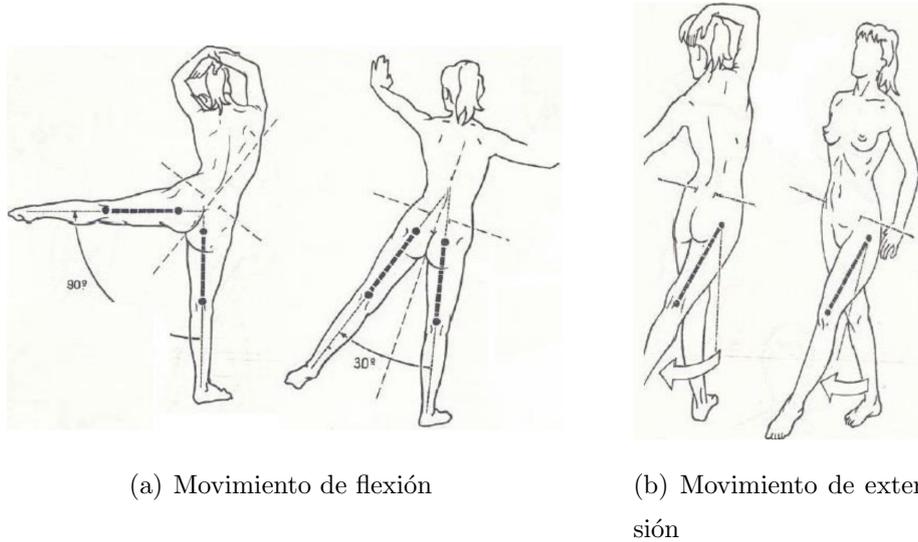


Figura 2.6: Movimientos en el plano frontal. [33]

En el plano transversal y alrededor de un eje longitudinal, se efectúan los movimientos de rotación interna/externa (Figura 2.7). Los movimientos de rotación son los que dirige la punta del pie hacia fuera, externa o hacia dentro, interna.[4, 5, 7].

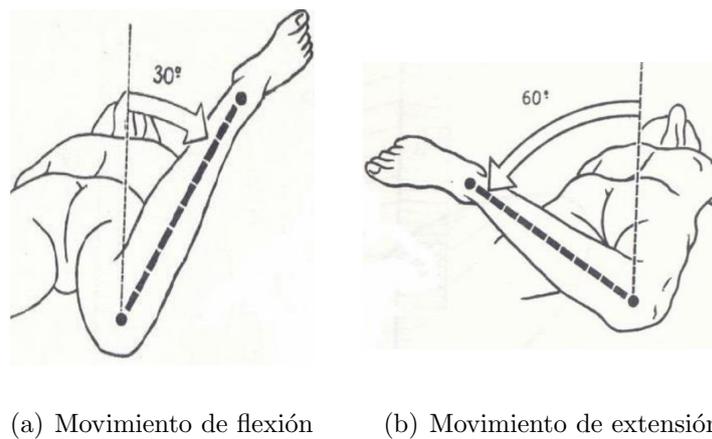


Figura 2.7: Movimientos en el plano transversal. [33]

Capítulo 3

Prótesis de cadera

La cadera es una estructura articular y como consecuencia de sus características anatómicas, así como los movimientos a los que se ve sometida, se traducen en una transmisión de cargas mecánicas entre los extremos articulares sufriendo patologías generalmente degenerativas por el desgaste mecánico prolongado debido al papel importante que juegan los principios tribológicos en las articulaciones sinoviales. [8]

Los trastornos más comunes son la artritis, osteoporosis (Figura 3.1) y osteonecrosis, aunque la articulación también se ve dañada por lesiones como fracturas y dislocaciones entre otras.

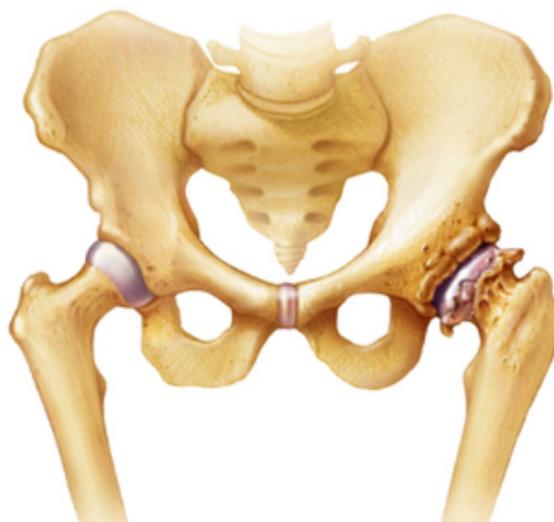


Figura 3.1: Osteoartritis en la articulación de la cadera. [12]

Cuando se produce el desgaste de la articulación, se vuelve cada vez más dolorosa y, finalmente la única manera de deshacer el dolor y mejorar la calidad de vida del paciente es reemplazar las superficies articulares gastadas con nuevas superficies articulares.

La prótesis de cadera ha sido el sistema prostético más ampliamente más estudiado de toda la historia.

3.1. Evolución de la artroplastia total de cadera

El primer intento de hacer un reemplazo articular de cadera fue en 1923, cuando Grooves utilizó la palabra prótesis para referirse a este reemplazo articular. Como la cabeza femoral resultaba la zona articular más evidentemente dañada, se utilizó una copa que la cubría apoyándose sobre el acetábulo natural directamente (Figura 3.2).



Figura 3.2: Modelo en metal. [2]

En el año 1953 Thompson introdujo un vástago intramedular más largo para hacer una distribución de transmisión de cargas uniforme (3.3).

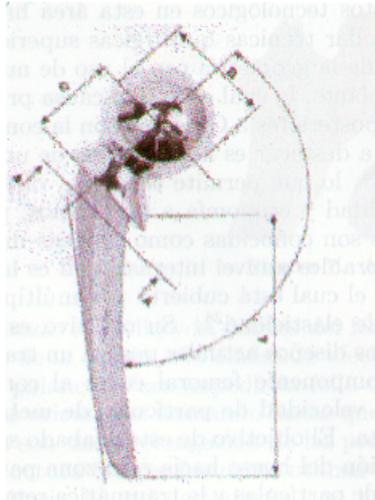


Figura 3.3: Modelo de Thomson. [2]

Sin embargo, el alto módulo de elasticidad comparado con el hueso y gran volumen de material produjeron falla del vástago y fractura de fémur debido al debilitamiento que se producía en este al caer todas las tensiones sobre la prótesis, haciendo que el fémur no se regenerase. Algo más tarde, Moore decidió añadirle ranuras laterales para disminuir volumen de material prostético y mejorar el anclaje mecánico (3.4), a pesar de las mejoras de Moore, la falla persistía a nivel femoral fracturándose y a nivel acetabular rompiéndose el hueso, ya que los implantes seguían apoyándose sobre la estructura ósea del inserto de la cadera.

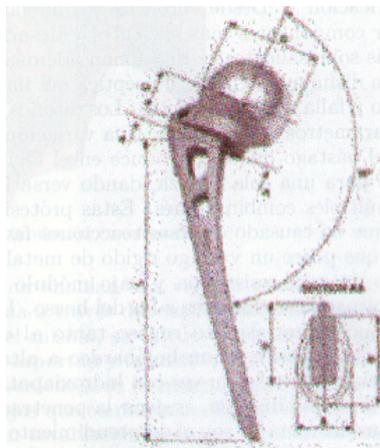


Figura 3.4: Modelo de Moore. [2]

En 1969 Sir John Charnley, cirujano inglés, introdujo revolucionarios conceptos

en la práctica de la artroplastia de cadera, utilizando por primera vez una copa acetabular que recibía la cabeza de la prótesis y se insertaba en el cotilo natural de la cadera, evitando la falla del hueso coxal (Figura 3.5). Para adherir los componentes tanto femoral como acetabular, se utilizó un material tixotrópico, líquido en movimiento, sólido cuando se halla elástico, un polímero que servía como cemento y como interfaz entre metal y el hueso (metametilmetacrilato)



Figura 3.5: Prótesis de Charnley. [2]

Charnley cambió el teflón por un polímero de ultra alto peso molecular (UHMWPE) debido a los problemas de desgaste detectados con los anteriores materiales. Los insertos de UHMWPE, además de resistencia al desgaste y biocompatibilidad poseen propiedades de autolubricación.

Desde entonces y hasta la fecha se han desarrollado numerosas variaciones en el producto para mejorar los resultados clínicos. Modificando tanto materiales como tamaño de cabezas femoral. En lugar de acero se prefiere cromo-cobalto, sin olvidar la posibilidad de utilizar materiales cerámicos (alúmina o circonio). El polietileno del inserto ha visto aumentado su peso molecular, su anclaje al acetábulo y la distribución de cargas en el mismo se ha visto reforzado por una cúpula metálica (metal-back), anclada a la pelvis, que soporta al componente plástico, promovido por Harris. Adicionalmente, los estudios teóricos mediante elementos finitos parecían

demostrar menores concentraciones de tensiones en este tipo de insertos. [8, 1]

Estos hechos provocaron una avalancha de diseños, fundamentalmente no cementados, que se fijaban a la pelvis mediante impactación o roscado, y que reforzaban en ocasiones dicha fijación mediante el uso de tornillos o incluso el recubrimiento de la superficie externa con poro, malla metálica, o con hidroxiapatita.[8]

3.2. Tipos de prótesis

Los cambios más sobresalientes de las prótesis usadas hoy en día se relacionan además de la geometría con el uso de nuevos materiales para disminuir la pérdida aséptica del implante, la cual es aún la primera causa del aflojamiento y falla de los implantes. Otra variación a destacar es la propuesta de una cabeza separada del vástago que se introduce en el fémur. Esto permite el uso de varios juegos de vástago para una sola cabeza, dando versatilidad y economía a los diseños, mejor estabilidad y mayor facilidad al ajustar la posición por el cirujano en la intervención. Estas prótesis son conocidas como prótesis modulares. [2]

Existen varios tipos de prótesis de cadera, principalmente las prótesis pueden ser totales o parciales, cementadas o sin cementar entre otras. La prótesis sobre la que se ha realizado este trabajo consiste en una prótesis total sin cementar (Figura 3.6), una de las más usadas para personas de mediana edad.

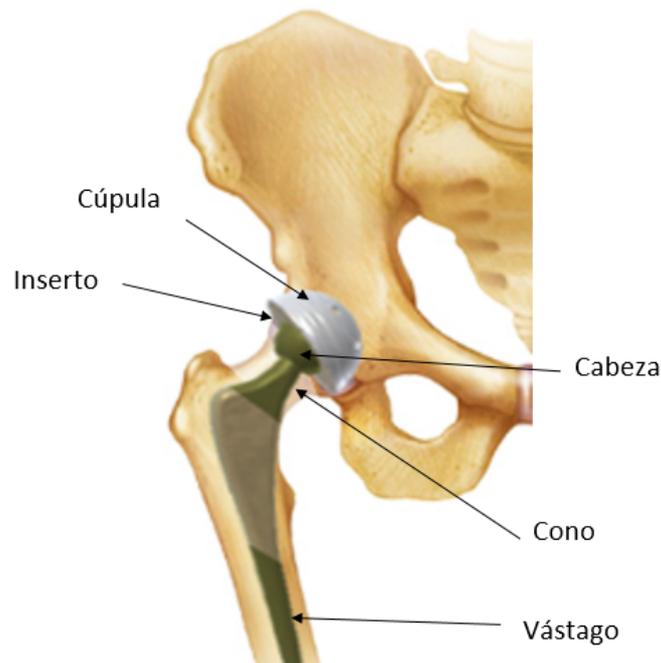


Figura 3.6: Prótesis de cadera implantada en el hueso.

La prótesis consta de:

- Componente acetabular fijado a la pelvis compuesto por
 - Una cúpula anclada a la pelvis
 - Un inserto fijado mediante press-fit a la cúpula.
- Componente femoral fijado al fémur compuesto por
 - Una cabeza que sustituye a la cabeza del fémur y articula sobre el inserto.
 - Un vástago fijado al fémur, con un cono que sustituye al cuello del fémur, donde se ancla la cabeza.

Cada una de estas partes se pueden ver en la figura 3.6.

3.3. Materiales utilizado en las prótesis de cadera

En las articulaciones naturales el hueso está sometido a un proceso de remodelación permanente, que aporta tejido donde es necesario y lo retira donde no se

3.3. MATERIALES UTILIZADO EN LAS PRÓTESIS DE CADERA

necesita. Si se produce algún daño, el propio cuerpo procede a repararlo. Sin embargo, en los materiales protésicos no ocurre esto. Si se produce una fisura en la prótesis, el cuerpo no corregirá el daño y este seguirá creciendo hasta la rotura de la misma. Por eso es necesario el uso de materiales de alta resistencia, pero también deben cumplir la condición de compatibilidad. Se habla de biocompatibilidad con los tejidos del organismo para evitar así la corrosión u oxidación del medio orgánico. La corrosión describe la destrucción de los materiales causada por la interacción de estos en el medio que los envuelven causando cambios químicos, electroquímicos y de disolución física. Los metales, las cerámicas y los polímeros pueden ser corroídos. Así la tribocorrosión es un proceso de degradación material que resulta de desgaste mecánico y químico de forma simultánea. La liberación de iones en el caso particular de prótesis metálicas a través de la corrosión puede afectar seriamente la integridad de las articulaciones protésicas dando lugar a una reacción adversa y biológica por ello la velocidad de degradación de los materiales protésicos es digno de tener en cuenta en los materiales usados en las prótesis.

Por esto en la utilización de prótesis se busca la biocompatibilidad de los materiales con el fin de prevenir fallas por los mecanismos degradativos de la oxidación o corrosión, [16].

El principal requisito para la elección del biomaterial es su aceptabilidad por el cuerpo humano ya que dentro de este sufre graves entornos de la corrosión como la sangre y otros constituyentes como el agua, sodio, cloro, proteínas, plasma y aminoácidos entre otros. Las moléculas biológicas alteran el equilibrio de las reacciones de corrosión del implante. Por lo que debe tener muy alta resistencia a la corrosión y al desgaste en ambiente altamente corrosivo como es el cuerpo.

En segundo lugar, los biomateriales deben poseer suficiente resistencia mecánica y de fatiga para mantener las fuerzas a las que están sometidos y no sufrir fracturas.

Un biomaterial debe permanecer intacto toda la vida del paciente, para que este no tenga que ser intervenido más de una vez como consecuencia del intercambio del material protésico. Es por eso, por lo que en los últimos años ha sido un importante campo de investigación.

Por tanto hay que tratar de mantener baja presión de contacto, baja distancia de deslizamiento, superficies de rodamiento lisas , usar materiales rígidos y asegurar bajos coeficientes de fricción.

En este trabajo se utilizarán cuatro materiales diferentes (ZrO_2 , $UHMWPE$, $CoCrMo$ y $Ti6Al4V$).

- ZrO_2 y $CoCrMo$ para la cabeza femoral
- $UHMWPE$ y $Zr2$
- $Ti6Al4V$ para la cúpula

3.3.1. Biomateriales metálicos

Los biomateriales metálicos son inertes y tienen buenas funciones estructurales. Algunos metales se han usado como biomateriales debido a su excelente propiedad mecánica y buena biocompatibilidad. Puesto que los enlaces metálicos en estos materiales son esencialmente no-direccional, la posición de los iones de metales se puede alterar sin destruir la estructura cristalina.

La mayoría de los biomateriales metálicos pueden ser tolerados por el cuerpo en pequeñas cantidades y algunos de ellos resultan esenciales para muchas funciones biológicas. [14, 8]

CoCrMo

Las aleaciones de cobalto y cromo ($CoCrMo$), se han utilizado durante décadas en usos dentales y desde hace algunos años, en la fabricación de prótesis articulares con cargas pesadas como la rodilla y la cadera. Presenta una buena biocompatibilidad, excelentes propiedades mecánicas y una alta resistencia a la corrosión.

Ti6Al4V

La ligereza de las aleaciones de titanio ($Ti6Al4V$) y las buenas propiedades mecano-químicas son características sobresalientes para aplicación de implante. El Titanium es el único biomaterial metal para osteointegración. Se clasifica como biomaterial biológicamente inerte. Como tal, permanecer esencialmente sin cambios

cuando se implante en cuerpos humanos. El cuerpo es capaz de reconocer estos materiales tan extraños y tratar de aislarlos rodeando el mismo en los tejidos fibrosos. Estos materiales no inducen reacciones alérgicas, como sucede con el acero inoxidable. Es muy ligero con una densidad de 4.5g/cm³. Rendimiento a tracción y resistencia a fatiga. [30]

3.3.2. Biomateriales Cerámicos

Tiene una excelente tolerancia y una escasa liberación de partículas.

Los primeros diseños presentaron problemas como la fractura de la cerámica o los aflojamientos protésicos relacionados con un inadecuado diseño, pero la mejora en la fabricación de la cerámica y el empleo de diseños correctos, ha mejorado enormemente los resultados. Entre las propiedades de la cerámica destacan su dureza, con escasa deformidad plástica, buen coeficiente de fricción, favorecido por su hidrofilia, que se traduce en menor liberación de partículas y menos posibilidades de osteolisis periprotésica. [32]

Zirconio

En la década de 1980 se introdujo el zirconio (ZrO_2) en ortopedia debido a su mejor resistencia a la fractura y resistencia mecánica con respecto a la alúmina, la cuál en las primeras aplicaciones en ortopedia se asoció con altas tasas de fracturas. El Zirconio debe su mayor resistencia a la fractura a una transformación de fase inducida por tensión de su fase tetragonal metaestable a su fase monoclinica estable a temperatura ambiente.

Durante la década de 1990, el zirconio se utiliza ampliamente como cabezas femorales de cerámica, debido a su dureza y mayor fuerza en relación con alúmina. [8]

3.3.3. Biomateriales Poliméricos

Los materiales poliméricos son ampliamente utilizados en diversas aplicaciones médicas, como materiales protésicos, dentales, en implantes ortopédicos, etc. Las

ventajas de estos son fundamentalmente su facilidad de fabricación, su fácil mecanización posterior para dar lugar a diferentes formas, cotes razonables, disponibilidad. Son biocompatibles y poseen las propiedades físicas y mecánicas adecuadas para un biomaterial.

Estructuralmente los materiales poliméricos están formados por largas cadenas carbonadas de enlace covalentes. Las cadenas de mayor peso molecular determinan sus propiedades mecánicas, ya que el material será más rígido cuanto mayor sea su peso molecular. Las cadenas cortas actúan disminuyendo la densidad y modulo elástico del material. Por lo que las características mecánicas de los polímeros están determinadas por su estructura y tamaño molecular.[8]

UHMWPE

Cuatro décadas después de su introducción para artroplastias articulares, el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE), representa todavía el patrón oro como una superficie de contacto de articulación para las artroplastias, ya que combina la alta resistencia al desgaste junto con alta resistencia a la fractura y biocompatibilidad en comparación con otros polímeros. Su peso molecular hace que sea un material muy rígido. Tienen una excelente tenacidad y resistencia química y a desgaste. [10]

3.4. Problema de las prótesis actuales

Al articular la cabeza del fémur sobre el inserto, se generan unas partículas como consecuencia del desgaste del material, las cuales son potencialmente dañinas porque se introducen entre la interfaz del hueso y el implante, produciendo pérdida aséptica y consecuente aflojamiento en la prótesis. [9]

A pesar de que se ha mejorado mucho en este campo, el 90% de esas operaciones articulares, 15 años después, inducen osteolisis. Funcionalmente, las principales diferencias de hoy en día entre insertos y cabeza se centran en su distinto comportamiento a desgaste, fricción, rango de movimiento, etc. Se hace evidente, por tanto, la importancia del estudio de todos estos comportamientos. [8]

Capítulo 4

Métodos

Para el estudio del comportamiento mecánico de una artroplastia total de cadera, usando el Método de los Elementos Finitos, en primer lugar se ha diseñado un modelo de una prótesis total modular basada en catálogos y en segundo lugar se ha procedido al análisis de las presiones y deformaciones en el inserto tras aplicar una carga de 2500N sobre la cabeza femoral que articula sobre el inserto.

4.1. Modelado tridimensional

Para el desarrollo del modelo se ha procedido a diseñar uno de los implantes más utilizado. Se trata de una prótesis total de cadera para personas de mediana edad. La condición biológica en pacientes de mediana edad hará que, gracias a la regeneración del hueso no sea necesario el uso de cemento para la fijación y adhesión de la misma. El aumento de volumen del hueso tras el implante hará de sujeción para la prótesis.

En la siguiente figura se muestra una foto de una prótesis muy similar a la que se diseña en este trabajo.



Figura 4.1: Prótesis total de cadera. [15]

Este modelo tridimensional de los componentes modulares prostéticos se desarrolló mediante el programa Autodesk Inventor, una herramienta de diseño de prototipos digitales para ingenieros y diseñadores que permite experimentar con los modelos de CAD en 3D antes de construirlos. Permite probar y optimizar los diseños, consiguiendo una mayor calidad y acelerar la producción.

Las dimensiones de los componentes utilizados en los modelos se basan en catálogos disponible comercialmente por la casa Zimmer.[16, 17].

A continuación se detallan cada uno de los pasos seguidos para el modelado de cada una de las piezas del modelo de la prótesis. En el anexo I se pueden consultar

los planos del modelo.

4.1.1. Diseño de los componentes acetabulares

Para el diseño del inserto se siguieron los siguientes pasos. En primer lugar se revolucionó el sketch que aparece en la figura 4.2 de azul.

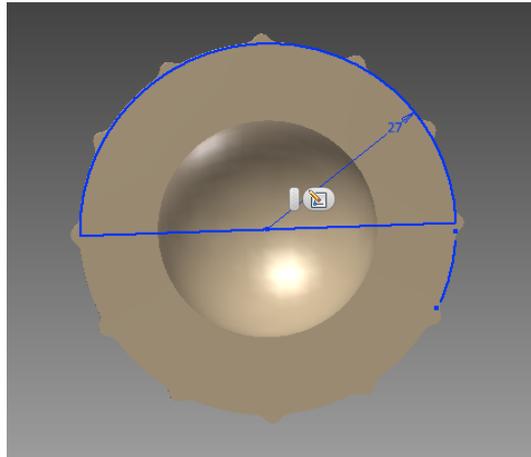


Figura 4.2: Primer sketch del inserto.

En segundo lugar, se suprimió al sólido creado anteriormente la revolución del sketch que aparece de azul en la figura 4.3.

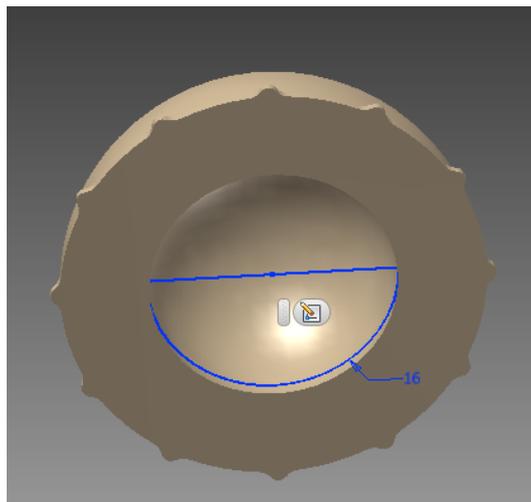


Figura 4.3: Segundo sketch del inserto.

En tercer lugar se dibujó el sketch que aparece en la figura 4.4 para hacer las

pestañas de anclaje del inserto con la cúpula.

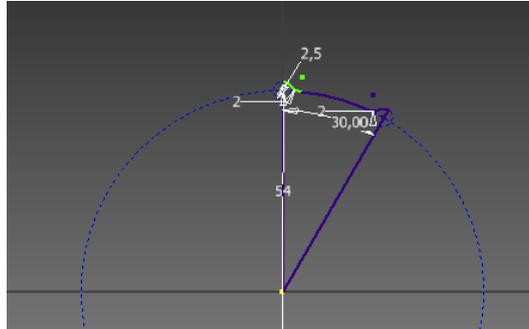


Figura 4.4: Sketch pestañas del inserto.

Se extruye el sketch de la figura 4.5, como se muestra en la figura 4.5

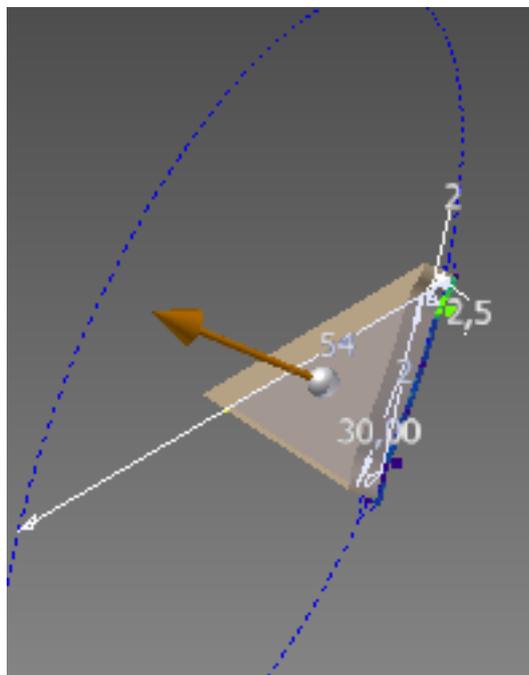


Figura 4.5: Extrusión de las pestañas del inserto.

Por último se aplica la herramienta “circular pattern” de Inventor para repetir las pestañas a lo largo de todo el inserto (Figura 4.6).

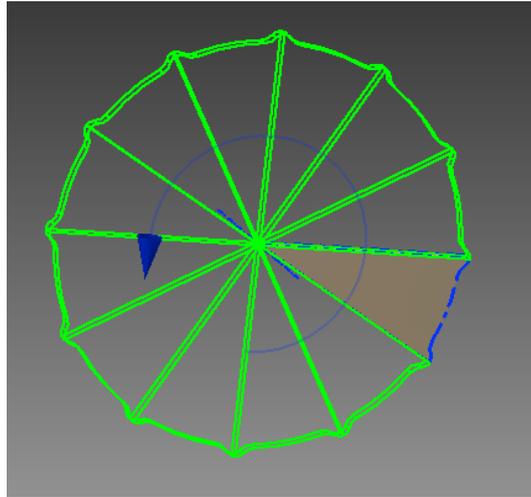


Figura 4.6: Circular Pattern de las pestañas del inserto.

Quedando el diseño del modelo de la pieza de inserto como se muestra en la figura 4.7.

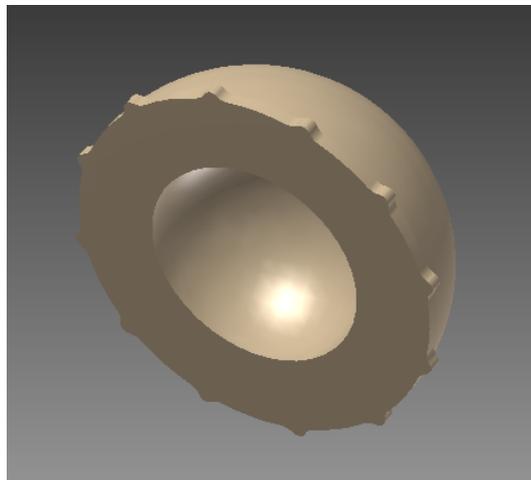


Figura 4.7: Modelo Inserto.

El grosor del inserto dependerá del tamaño de la cabeza, ya que el diámetro externo del inserto no varía y el interno es igual que el diámetro externo de la cabeza. Por tanto, el grosor del inserto disminuye conforme aumenta el tamaño de la cabeza femoral como se muestra en la figura 4.8.

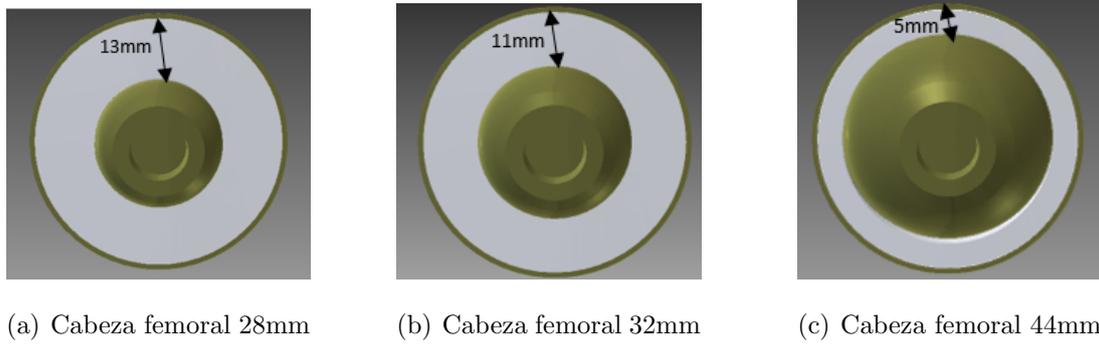


Figura 4.8: Disminución del grosor del inserto

Para el diseño de la cúpula, se modeló una semiesfera y posteriormente se utilizó la herramienta “combine” con la pieza del inserto para implementar las pestañas de anclaje como se muestra en la figura 4.9 marcado con líneas discontinuas azules.

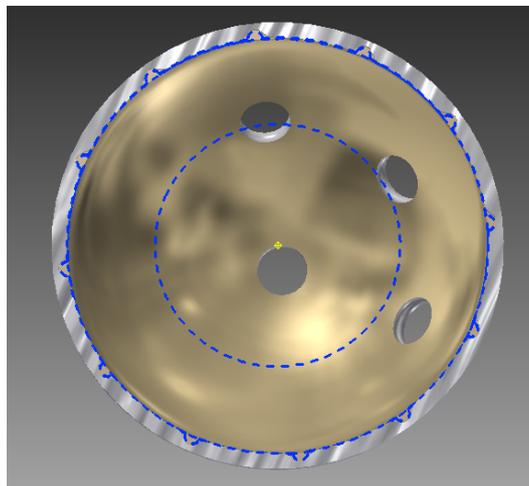


Figura 4.9: Combinación de la cúpula con el inserto.

Posteriormente se dibujó el sketch, se revolucionó y se extruyó para crear el hueco de los tornillos de anclaje de la cúpula en la pelvis. (Figura 4.10).

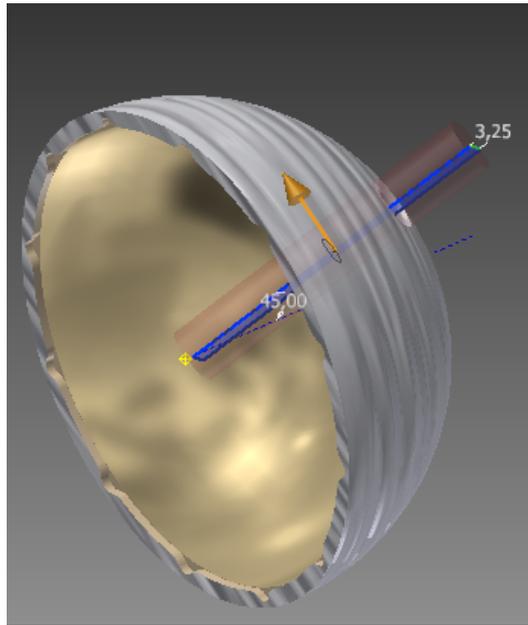


Figura 4.10: Huevo para los tornillos.

Por último se aplicó la herramienta “circular pattern” para crear los huecos de los tornillos en varias zonas de la cúpula.(Figura 4.11)

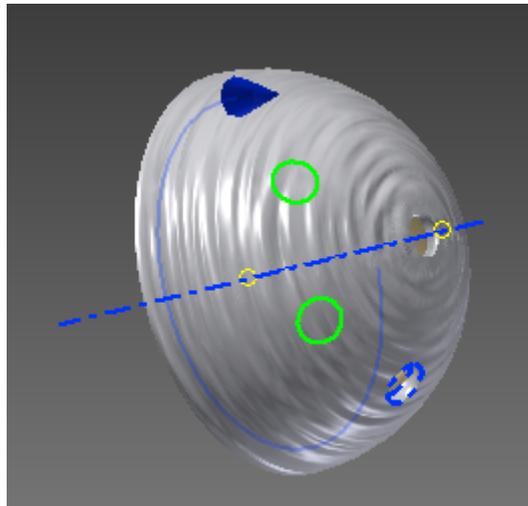


Figura 4.11: Circular Pattner para los huecos de los tornillos.

El anclaje entre la cúpula y el inserto se produce por pressfit, pero además cuenta con 12 lengüetas que encajan con la cúpula. (Figura 4.12)

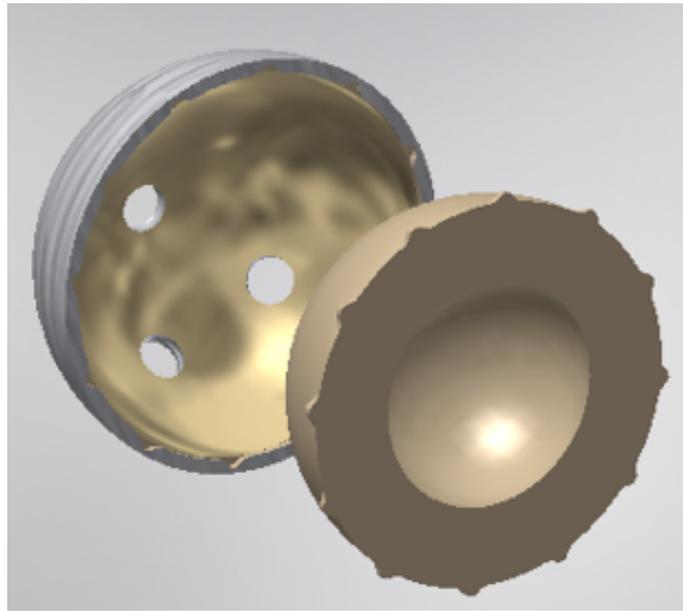


Figura 4.12: Anclaje ente inserto y inserto.

4.1.2. Diseño de los componentes femorales

Para la creación del modelo de la cabeza en primer lugar se dibujó el sketch de la misma (Figura 4.13).

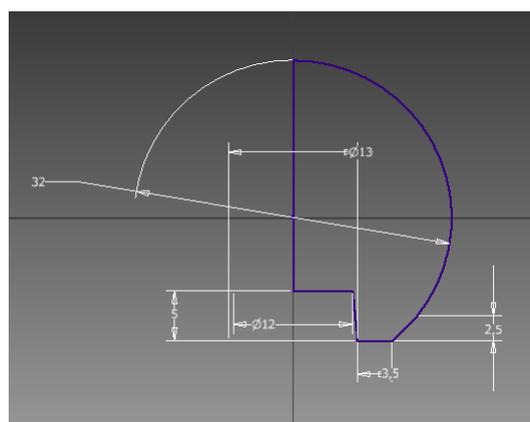


Figura 4.13: Sketch de la cabeza.

en segundo lugar se revolucionó el sketch de la figura 4.13 obteniendo la pieza final. (Figura 4.14).

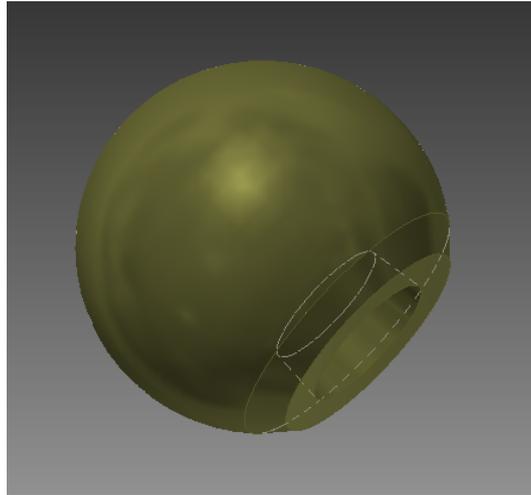


Figura 4.14: Pieza 3D de la cabeza.

El diseño del vástago consistió en primer lugar crear un sketch en 2D con las correspondientes medidas, hacer varios óvalos a lo largo del mismo y mediante la herramienta “Loft” de Inventor se crea una pieza 3D que sigue la trayectoria del sketch y los óvalos como se muestra en la figura 4.15.

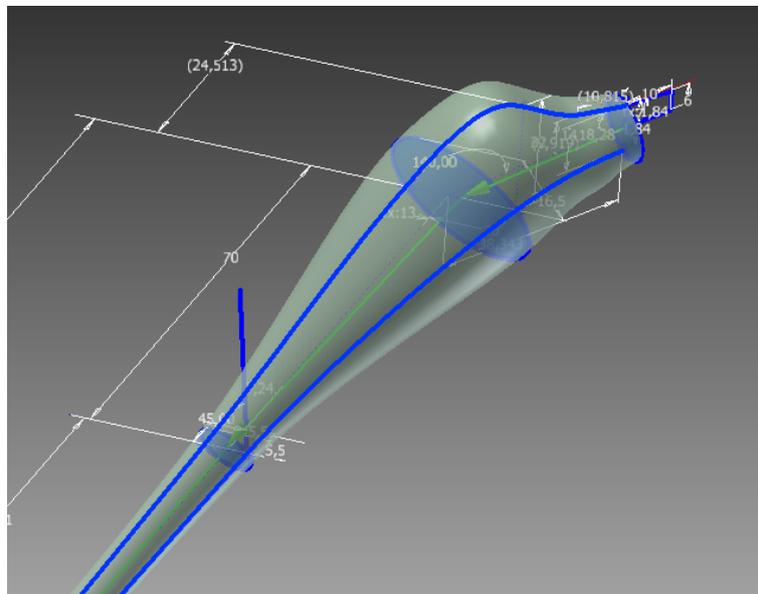


Figura 4.15: Loft para la creación de la pieza del vástago.

En segundo lugar se extruyó el modelo con el sketch que se muestra en la figura 4.16 para hacer plano los laterales de la pieza.

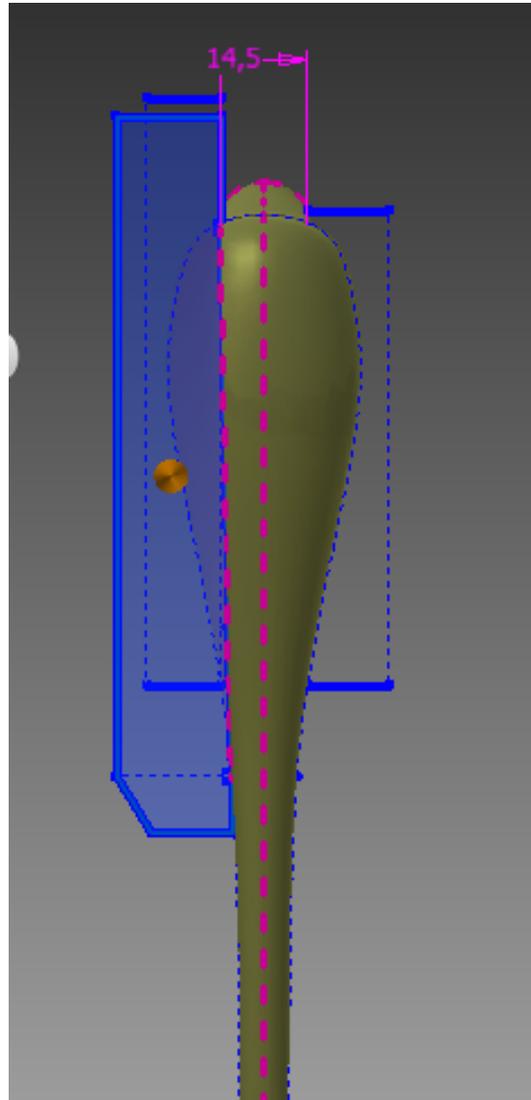


Figura 4.16: Caras laterales del vástago planas.

Posteriormente se revolucionó el sketch correspondiente al cono. Y en último lugar se aplicó la herramienta “Fillet” para suavizar y redondear los bordes de la pieza. Quedando como resultado final el vástago mostrado en la siguiente figura 4.17.

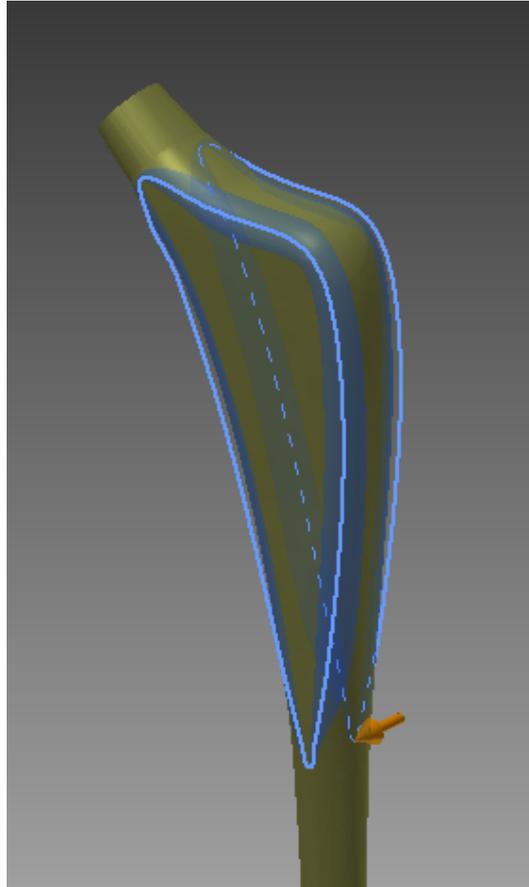


Figura 4.17: Resultado del modelo del vástago tras realizar “Fillet” en los bordes de la pieza.

El vástago cuenta con una amplia curvatura, ángulo cervicofisiario, que garantiza una excelente adaptación anatómica indispensable para la estabilidad. El ángulo cervicofisiario óptimo de esta curvatura es de 130 grados (figura 4.18).

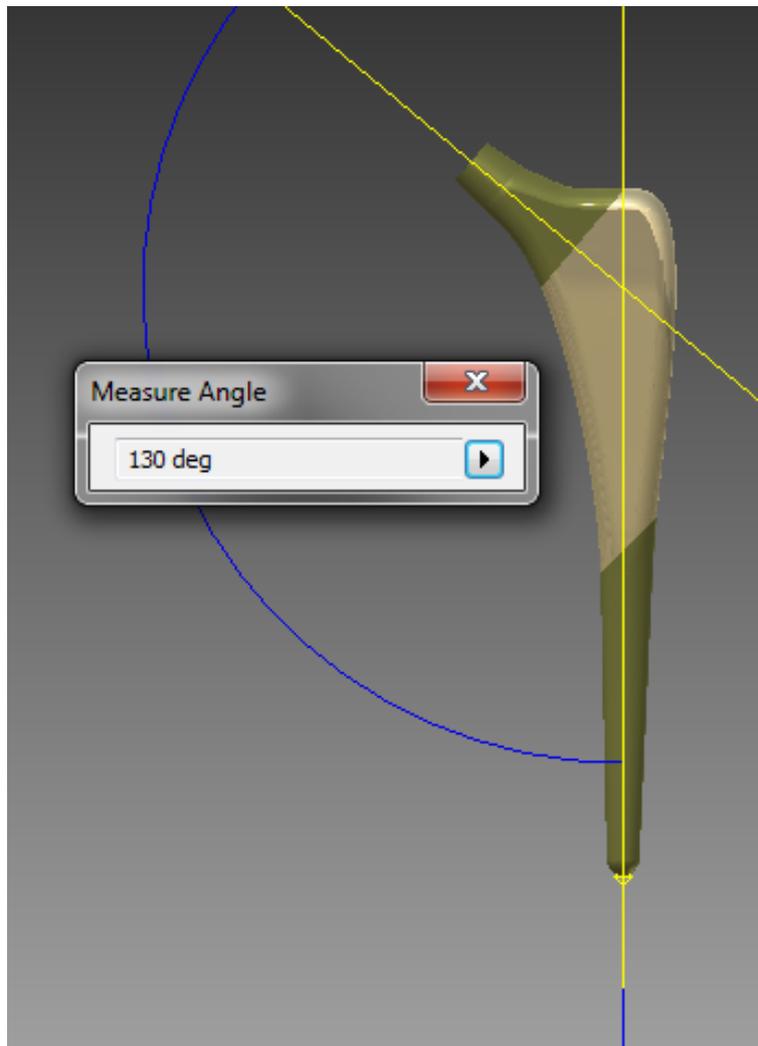


Figura 4.18: Ángulo cervicofisiario 130 grados.

Tiene un perfil cónico de la parte distal para mejorar la capacidad de adaptación a las morfologías del hueso y para facilitar la inserción del vástago en el canal evitando la transferencia irregular de la carga a la estructura ósea. Esto minimiza el estrés no deseado.

La parte proximal se caracteriza por la forma de “V” que garantiza la estabilidad del implante (Figura 4.19).

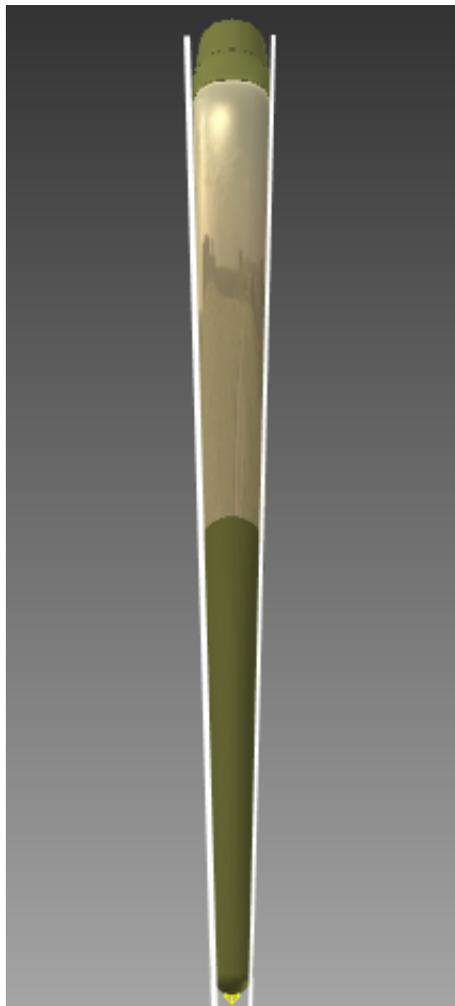


Figura 4.19: Perfil cónico con forma de V.

El fémur en posición de bipedestación, presenta un ángulo de aproximadamente 15° , denominado Ángulo Q, por lo que se ha modelado el vástago inclinado 15° con eje longitudinal para que siga la línea del fémur, como se muestra en las figuras 4.20, 3.6.

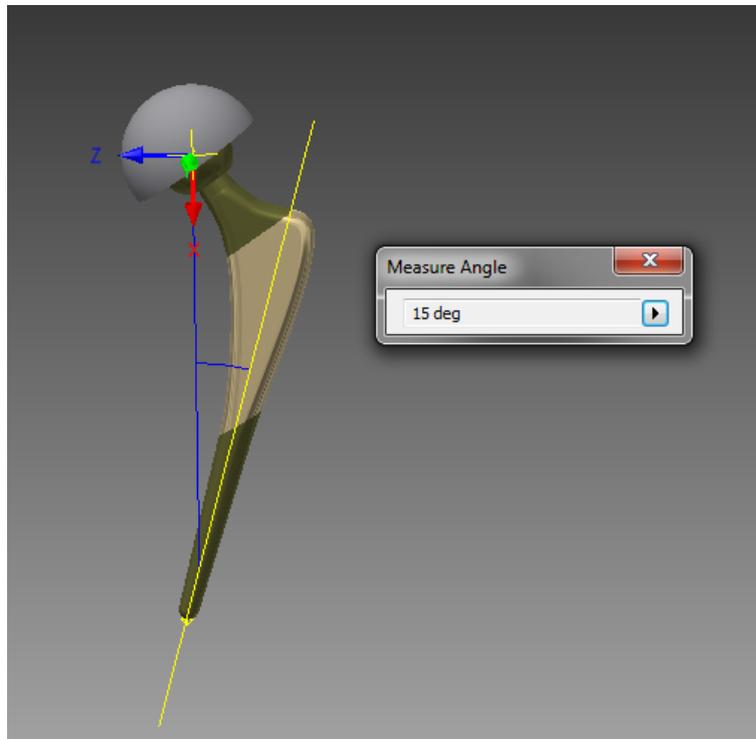


Figura 4.20: Ángulo Q.

El vástago cuenta con un cuello con forma de cono de 12mm en la parte proximal y 14mm en la parte distal (Figura 4.21). El cono, de 10mm de largo, se introduce en la cabeza 5mm, quedando los otros 5mm fuera de la misma.



Figura 4.21: Cono 12-14mm.

El anclaje entre la cabeza y el vástago se produce en la cavidad que presenta la cabeza, donde va introducido en cono del vástago como se puede ver en la figura 4.22.



Figura 4.22: Anclaje de la cabeza en el vástago mediante el cono 12-14

Los componentes acetabulares se simularán en el siguiente punto con cuatro ángulos de inclinación diferentes, 35° , 45° , 55° y 65° ya que en las intervenciones de reemplazo protésico de cadera, el cirujano puede disponer el componente acetabular con cualquiera de estos. Este ángulo de inclinación del inserto se define como el ángulo entre el plano de la cara de la copa acetabular y el plano frontal anatómico (eje transversal). En la figura 5.36 se muestra un ejemplo del ángulo de inclinación de 45°

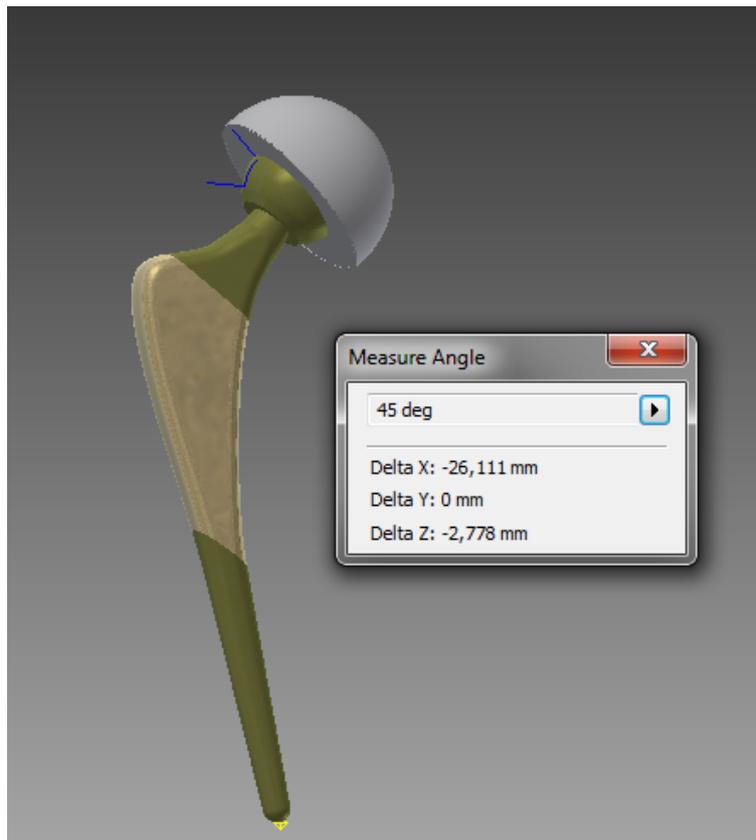


Figura 4.23: Ángulo de 45 grados de la cúpula con respecto el eje horizontal.

4.2. Simulación mediante el Método de los Elementos Finitos

La simulación del modelo se ha obtenido mediante el método de los elementos finitos. Los métodos numéricos se encargan de diseñar algoritmos de aproximación matemática para simular procesos matemáticos más complejos aplicados a procesos del mundo real. Con el desarrollo de los ordenadores y el poder de la computación, se abren nuevas posibilidades en la resolución de problemas complejos. En la actualidad cualquier ordenador personal puede solucionar en unos minutos sistemas que hace 50 años necesitaban dos semanas de trabajo.

El Método de los Elementos Finitos es el método numérico más potente aplicable al análisis de estructuras de cualquier tipo, sometidas a solicitaciones mecánicas y térmicas tanto estacionarias como transitorias.

4.2. SIMULACIÓN MEDIANTE EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

La Teoría de la Elasticidad establece para un problema dado las relaciones matemáticas en forma diferencial, y plantea su integración cerrando el problema con condiciones iniciales y de contorno para obtener las funciones que definen las variables representativas del comportamiento de la estructura. El Método de los Elemento Finitos trata de una simplificación de dichas ecuaciones, puesto que su forma diferencial se sustituye por un conjunto discreto de ecuaciones y de sus respectivas condiciones de contorno para su posterior resolución. En función del número de estas ecuaciones será necesario o no implementar el problema para su resolución computarizada. Para el estudio de este trabajo será necesario implementar el problema en el ordenador.

La discretización del problema en el caso de un medio continuo se lleva a cabo mediante un proceso de modelización para convertirlo en un número finito de elementos ensamblados entre sí en puntos llamados nodos, el planteamiento de las ecuaciones de desplazamientos para dichos nodos y la imposición de las condiciones de contorno apropiadas en términos de compatibilidad de desplazamiento nodal.

De la resolución del mismo como un todo, se obtendrá el campo de desplazamientos para cada uno de los nodos y, a partir de él y si fuera necesario, el campo de tensiones.

El comportamiento en el interior del elemento se interpolará a partir de los desplazamientos nodales mediante las llamadas funciones de forma.

Según este planteamiento, los errores se deberán principalmente a la aproximación del dominio, la aproximación del comportamiento en el interior de cada elemento y la precisión aritmética usada en la resolución del sistema de ecuaciones mediante métodos numéricos.

El programa que se ha utilizado para el análisis mediante elementos finitos ha sido Ansys Workbench. La herramienta ANSYS, fundada en 1970 (Swanson Analysis Systems, Inc.), desarrolla y presta soporte a la ingeniería introduciendo nuevos métodos para conseguir productos y procesos de fabricación más innovadores, logrando una reducción tanto de los costes como del tiempo invertido hasta la comercialización del producto. Con programas de elementos finitos destinados a la simulación,

se predican cómo funcionará y reaccionará determinado producto bajo un entorno real. ANSYS es un programa de elementos finitos que originalmente ofrece soluciones para resolver análisis estáticos lineales. Sucesivamente se han ido introduciendo módulos con los que este programa es capaz de resolver además problemas dinámicos no lineales. Los principales módulos de ANSYS son: Multiphysics, Mechanical, Structural, Professional, Design Space, Emag (simulaciones Electromagnéticas), Paramesh (mallas adaptativas), LSDYNA y Educational.

Ansyp consta de un preprocesador y post-procesador para poder introducir tanto la geometría como condiciones de contorno, analizando posteriormente los resultados obtenidos.

Se ha realizado un análisis estructural estático de grandes deformaciones. Debido a que existe fricción en el modelo a analizar, entre la cabeza y el inserto, nos encontramos ante un modelo no lineal. Por tanto, se utilizará un método iterativo que obtenga una solución aproximada de la ecuación nodal de equilibrio de fuerzas.

$$P - I = 0$$

El método que se ha utilizado, ha sido el de Newton-Raphson. Se seguirá una secuencia de pasos, subdivididos en incrementos de tiempo en los que se determinará iterando. Si no es posible encontrar dicha solución, se volverá a intentar reduciendo el valor de la fuerza aplicada en ese incremento Δt . Pero si tras varios intentos la solución sigue sin ser factible, Ansys termina el análisis y el modelo no llega a converger.

El criterio de evaluación de la convergencia del modelo se basa en la ecuación de equilibrio de fuerzas en los nodos, que se linealiza y se resuelve tratando de minimizar los residuos $R(u)$.

$$R(u) = P - I$$

Normalmente $R(u) \neq 0$, pero idealmente, el residuo del balance de fuerzas debe ser $R(u) = 0$ para un sistema que esté en equilibrio.

En la simulación del modelo se determina un valor lo suficientemente pequeño para que el resultado tenga un error despreciable. Este valor es el Criterio (línea azul de la figura 4.24) y el valor de convergencia de la fuerza (línea morada de la figura

4.2. SIMULACIÓN MEDIANTE EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

4.24) se tienen que ajustar a las cargas aplicadas y debe ser menor que el criterio para aceptar la convergencia residual de la fuerza de una iteración i de equilibrio como se muestra en la figura 4.24.[27]

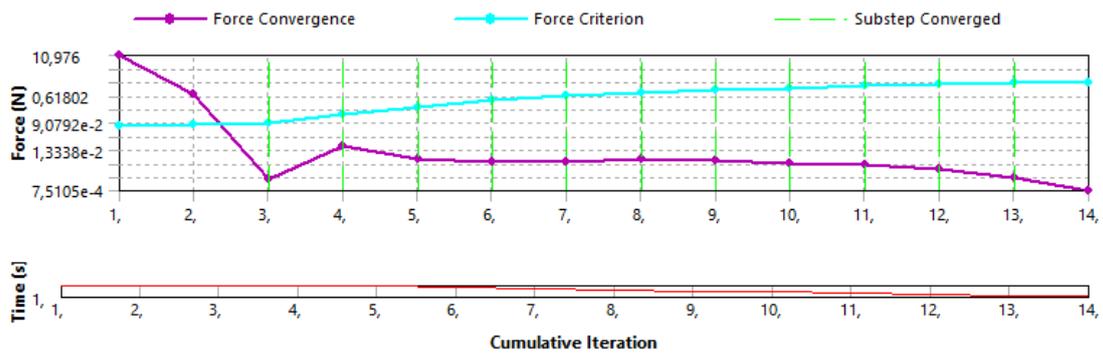


Figura 4.24: Convergencia de la solución mediante Newton Raphson.

El análisis estático estructural en Ansys se divide en las seis partes que se muestran en la figura 4.25. Cada una de estas partes se definen en los siguientes puntos.

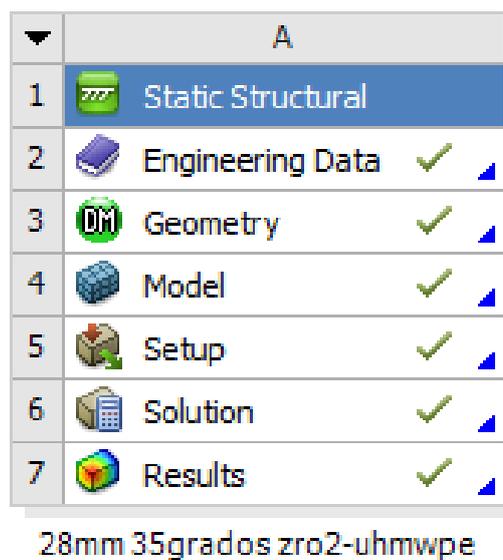


Figura 4.25: Interfaz Ansys Workbench.

4.2.1. Definición de materiales

La primera parte de la simulación en Ansys, “Engineering Data”, contiene la librería de los materiales de Ansys, pero esta no incluye los materiales que se han usado en este modelo. Todos los materiales en el modelo FE se importaron manualmente, modelados como homogéneos, isotrópico y linealmente elástico, añadiendo las propiedades de densidad, módulo de Young y coeficiente de Poisson según las normas [21, 22, 23, 24]. En la siguiente figura 4.26 se muestran las propiedades de los materiales.

Properties of Outline Row 5: Ti6Al4V			
A	B	C	
1	Property	Value	Unit
2	Density	4,43E-07	kg mm ⁻³
3	Isotropic Elasticity		
4	Derive from	Young's ...	
5	Young's Modulus	1,14E+05	MPa
6	Poisson's Ratio	0,3	
7	Bulk Modulus	95000	MPa
8	Shear Modulus	43846	MPa
9	Field Variables		

Properties of Outline Row 3: coCrMo			
A	B	C	
1	Property	Value	Unit
2	Density	8,3E-07	kg mm ⁻³
3	Isotropic Elasticity		
4	Derive from	Young's ...	
5	Young's Modulus	2,3E+05	MPa
6	Poisson's Ratio	0,3	
7	Bulk Modulus	1,9167E+05	MPa
8	Shear Modulus	88462	MPa
9	Field Variables		

Properties of Outline Row 6: UHMWPE			
A	B	C	
1	Property	Value	Unit
2	Density	9,3E-07	kg mm ⁻³
3	Isotropic Elasticity		
4	Derive from	Young's ...	
5	Young's Modulus	1000	MPa
6	Poisson's Ratio	0,46	
7	Bulk Modulus	4166,7	MPa
8	Shear Modulus	342,47	MPa
9	Field Variables		

Properties of Outline Row 7: Zirconia			
A	B	C	
1	Property	Value	Unit
2	Density	6,08E-07	kg mm ⁻³
3	Isotropic Elasticity		
4	Derive from	Young's ...	
5	Young's Modulus	2,07E+05	MPa
6	Poisson's Ratio	0,32	
7	Bulk Modulus	1,9167E+05	MPa
8	Shear Modulus	78409	MPa
9	Field Variables		

Figura 4.26: Propiedades de Ti6Al4V, CoCrMo, UHMWPE, ZrO_2 en Ansys Workbench

Los materiales que se le asignan a cada pieza del modelo son:

- Para la cabeza: cerámica y CoCrMo
- Para el inserto: UHMWPE y cerámica
- Para la cúpula: Ti6Al4V

Geometría

En segundo lugar, se ha importado la geometría desde el programa de diseño Autodesk Inventor en formato *.x_b*.

Para el análisis mediante elementos finitos se ha simplificado el modelo de los componentes acetabulares y femorales. En la parte acetabular se han quitado los agujeros

4.2. SIMULACIÓN MEDIANTE EL MÉTODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS

de los tornillos de la cúpula y las lengüetas de anclaje, ya que esto supondría un aumento del consumo y tiempo computacional, aprovechando de esta forma todas las capacidades del ordenador para la zona de interés a estudiar, contacto entre la cabeza y el inserto. La simplificación de los componentes femorales ha consistido en suprimir el vástago.

En la figura 4.27 se muestra el modelo de la articulación de la cadera que se importa en Ansys, sobre el que se van a analizar las presiones y deformaciones del inserto.

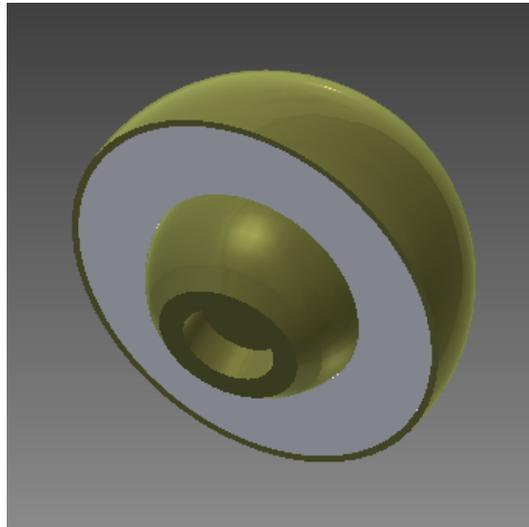


Figura 4.27: Modelo analizado en Ansys Workbench

En la sección “Geometry” de Ansys se define la cúpula y inserto como una sola parte, para que los nodos de la malla coincidan, y además, se establezcan contacto tipo Bonded.

4.2.2. Mallado y estudio de convergencia

En tercer lugar, se procede al mallado del modelo. Cada uno de los módulos de la prótesis cuenta con una densidad de malla diferente.

- La copa acetabular presenta un mallado de tipo tetraédrico con un tamaño de 6mm y 1093 elementos.

- El inserto se han mallado con malla hexaédrica obteniendo 11980 elementos tras haber hecho el estudio de convergencia.
- La cabeza tiene una malla hexaédrica con un número de 13699 elementos tras haber hecho el estudio de convergencia.

Como se ha comentado en apartados anteriores, el contacto entre la cabeza y el inserto será la zona de interés de las simulaciones, por tanto, se ha realizado un estudio de convergencia de mallado modificando la densidad de la malla en la zona de contacto, haciéndola cada vez más fina y por tanto aumentando el número de elementos de la misma hasta que las presiones se convierten en constante con el aumento de la densidad de la malla.

El estudio de convergencia se ha realizado en la prótesis con cabeza de 32mm, ángulo de inclinación de 45° y el par de material ZrO_2 -UHMWPE.

Estableciendo un criterio del 5 %, el valor de convergencia se encuentra en el tercer valor simulado (Figura 4.28), aunque hicieron falta cinco simulaciones para comprobar que la presión máxima no seguía cambiando al aumentar el número de elementos.

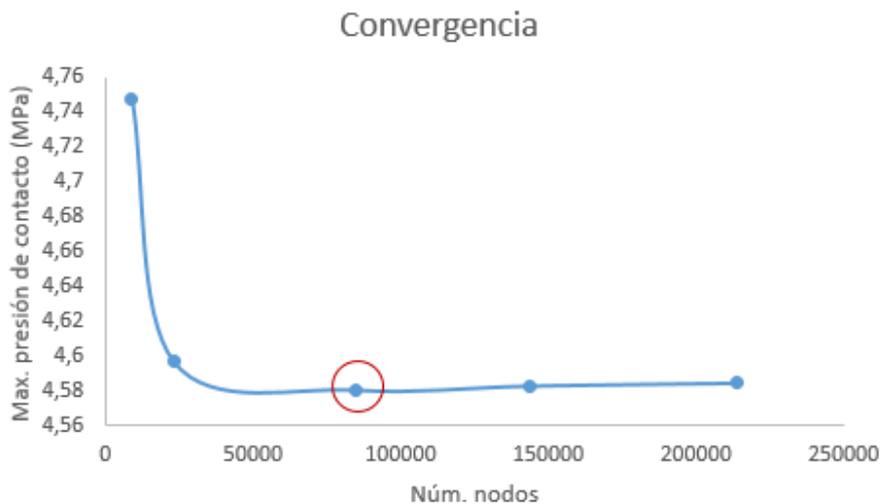


Figura 4.28: Estudio de convergencia de mallado

Tras haber realizado la convergencia, el tamaño de mallado en el contacto se corresponde con 1mm y el número total de elementos de la prótesis es de 26772 como se puede ver en la figura 4.29.

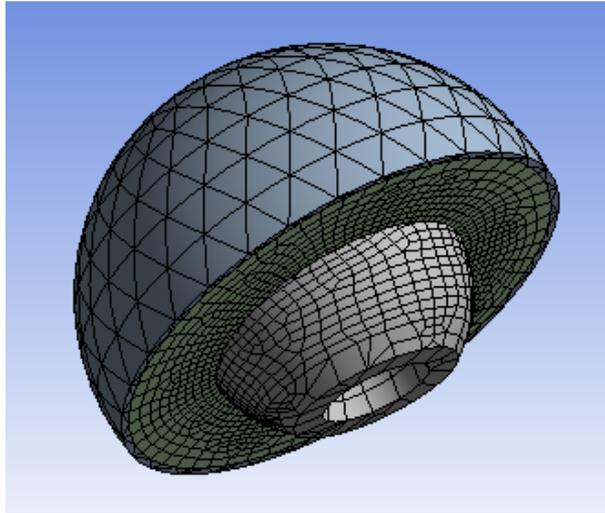


Figura 4.29: Mallado del modelo

4.2.3. Contacto

La conexión de contacto entre la cabeza y el inserto es friccional, lo que lo convierte en un modelo no lineal, como se ha comentado al principio de este capítulo. Los coeficientes de fricción entre los pares de materiales simulados son de: 0,09, 0,087 y 0,04 para los contactos entre ZrO₂-UHMWPE, ZrO₂-ZrO₂, CoCrMo-UHMWPE respectivamente. [25, 26]

El método de formulación usado ha sido Augmented Lagrange, donde la fuerza calculada en el punto de detección de contacto es (4.1).

$$F_{normal} = K_{normal} * X_{penetration} + \lambda \quad (4.1)$$

Para una fuerza de contacto finita F_{normal} , hay un concepto de contacto rigidez K_{normal} . Cuanto mayor sea la rigidez de contacto, menor será la penetración $X_{penetration}$, como se muestra en la figura 4.30.

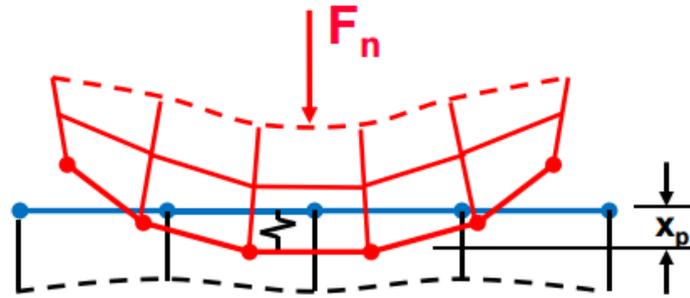


Figura 4.30: Penetración entre los cuerpos en contacto [27]

Lambda es un término calculado internamente que aumenta la fuerza de cálculo basado en el método de pure-penalty. El propósito del aumento es para reducir la sensibilidad de contact stiffness. En igualdad de condiciones, el método de Augmented Lagrange deben producir menos penetración que el método de pure-penalty, pero puede ser que tome más iteraciones para converger.

El valor óptimo para contact stiffness en estos métodos es el que genera un resultado convergente en un número razonable de iteraciones con una penetración resultante (o deslizamiento elástico en la dirección tangencial) que está dentro de la tolerancia aceptable. A menudo, un valor óptimo variará a medida que avanza a través de la carga. Para mejorar la convergencia, se ha modificado el valor de contact stiffnes manualmente mediante la definición de un factor de 0,1 por el que se multiplica la rigidez, actualizándose en cada iteración. La restricción del tratamiento de la interfaz es el ajuste al entrar en contacto ambos cuerpos. [27]

En las simulaciones entre ZrO_2 - ZrO_2 , debido a que se produce un contacto entre dos materiales más rígidos, se ha usado un método de detección de contacto Nodal-Normal to target, contacto nodo-superficie. El método de detección de los elementos de contacto que tiene el programa por defecto es en los puntos de Gauss, implicando problemas de contacto, por lo que se mejoró la robustez de la interfaz de contactos, cambiando el método de detección de puntos de Gauss a los nodos.[32]

El contacto entre el inserto y la cúpula es de tipo bonded ya que se encuentran anclado por press-fit como se ha comentado en puntos anteriores.

4.2.4. Cargas y condiciones de contorno

El modelo estructural estático presenta una carga de 2500N aplicada en el centro de la cabeza femoral. Las cargas puntuales aplicadas a los nodos del modelo de elementos finitos deben ser tales que hacen el mismo trabajo a la estructura que la carga distribuida. Alex Lennon sugirió que si no hay interés en el estudio de las tensiones en la cabeza del implante, entonces es suficiente utilizar una carga concentrada en un solo nodo, proporcionando la posición correcta, en este caso, el centro de la esfera y la línea de acción se modela en el eje longitudinal hacia arriba.

El diagrama esquemático de la carga aplicada al modelo de elementos finitos se muestra en la figura 4.31. Esa carga se aplica en la mayoría de los estudios de tensiones y presiones de prótesis de cadera. [28]

Se fija la cara externa de la cúpula, ya que esta va anclada a la pelvis y se restringe el movimiento de la cabeza femoral, permitiendo este solo en el eje donde se aplica la carga.

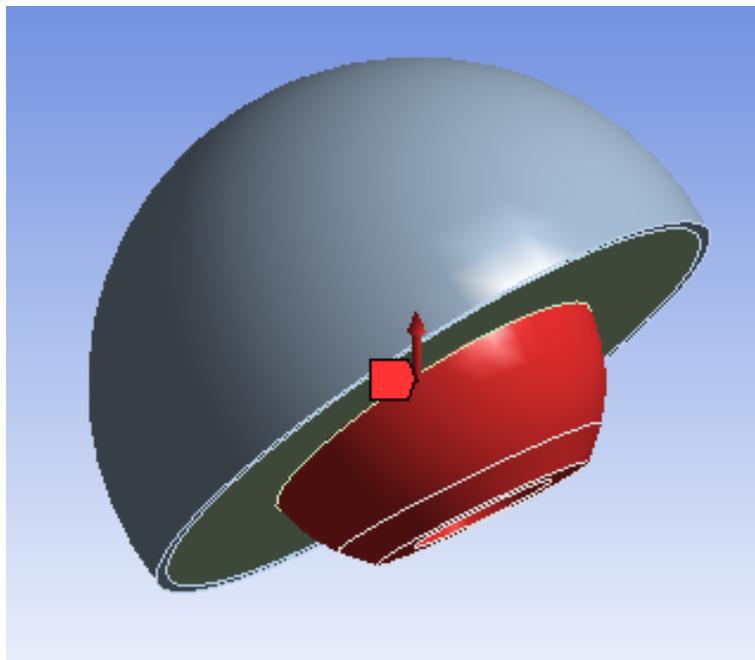


Figura 4.31: Dirección de la fuerza aplicada al modelo

Capítulo 5

Resultados

En este capítulo en primer lugar se presentarán los resultados de la movilidad de los modelos creados en Autodesk inventor con tres tamaños de cabeza diferentes.

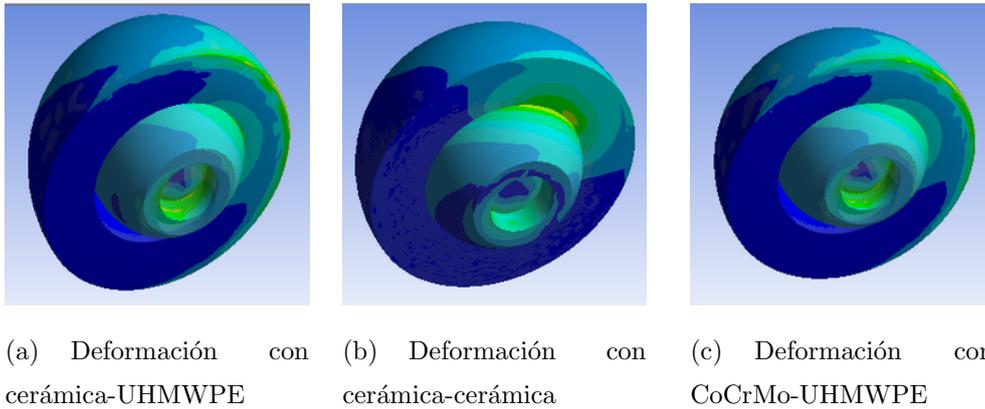
También se mostrarán los resultados de la última parte del análisis estático estructural de Ansys Workbench.

Todos los resultados que se presentan en este punto se han obtenido mediante las especificaciones de geometría, mallado, condiciones iniciales y de contorno que se han descrito en el apartado *4.2 Simulación mediante elementos finitos*.

En todos los casos de las simulaciones se usaran las mismas condiciones para poder hacer comparaciones a partir de los mismos.

Los resultados de las máximas presiones de contacto y deformaciones totales inducidas sobre la copa de UHMWPE y ZrO_2 se presentarán para las diferentes geometrías y materiales en la cabeza, así como ángulo de inclinación entre el componente acetabular y el eje transversal.

En la presentación de los resultados de las presiones de contacto, la comparación se establece por ángulo de inclinación para poder apreciar la diferencia de distribuciones de la misma con un mismo par de material. Mientras que las deformaciones se compararan dentro de un mismo ángulo con los distintos pares de materiales, debido a que existe una clara comparación de deformaciones con diferentes pares de materiales como se muestra en la siguiente figura.



Con una escala aumentada 77 veces, en la figura 5 se puede apreciar cómo con el inserto de UHMWPE se produce más deformación que con el inserto de cerámica.

Por tanto, en el apartado de deformaciones se presentarán los resultados de las deformaciones en el inserto con los distintos pares de materiales.

5.1. Movilidad con diferentes tamaños de cabeza

Se ha medido en el modelo 3D la movilidad de la prótesis en el plano frontal, definida esta como el rango de movimiento desde que el cuello del vástago toca a la componente acetabular en la zona medial hasta que lo hace en la zona lateral, habiéndose hecho esto para los diámetros de cabeza de 28, 32 y 44mm.

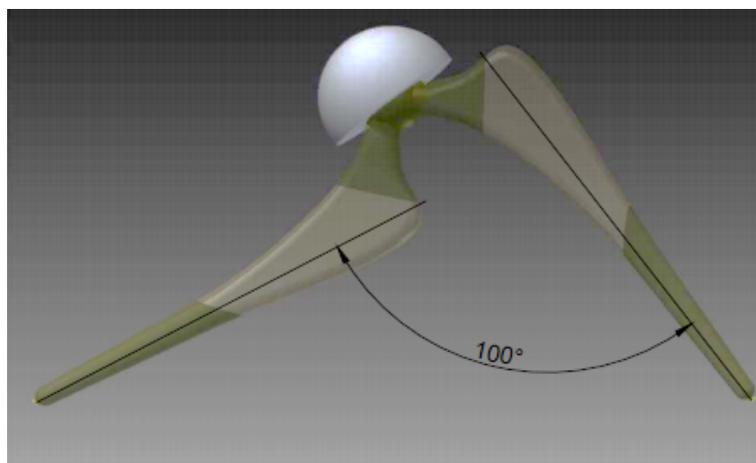


Figura 5.1: Rango de movilidad para prótesis con 28 mm de diámetro.

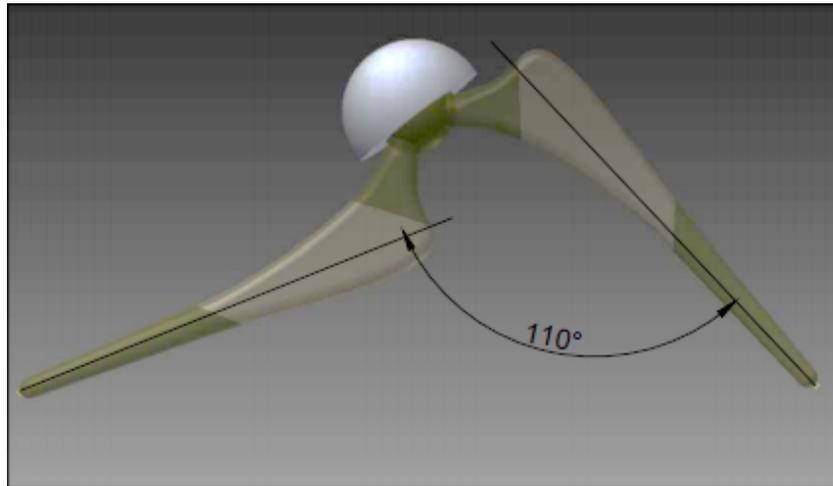


Figura 5.2: Rango de movilidad con cabeza de 32mm de diámetro.

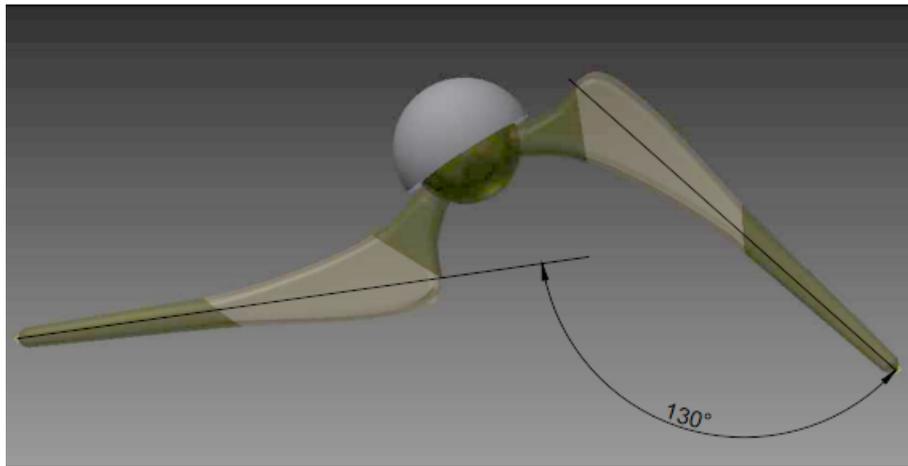


Figura 5.3: Rango de movilidad con cabeza de 44mm de diámetro.

Cuando la cabeza presenta un mayor diámetro, la articulación permite mayor rango de movimiento articular como se muestra en las figuras 5.1, 5.2, 5.3. [20]

5.2. Cabeza de 28mm

5.2.1. Presiones de contacto

En el primer modelo de articulación de la cadera que se ha analizado es el modelo con cabeza de 28mm.

En primer lugar se muestra la distribución de presiones en el par de material ZrO_2 -UHMWPE en los cuatro ángulos de inclinación del componente acetabular (Figura 5.4).

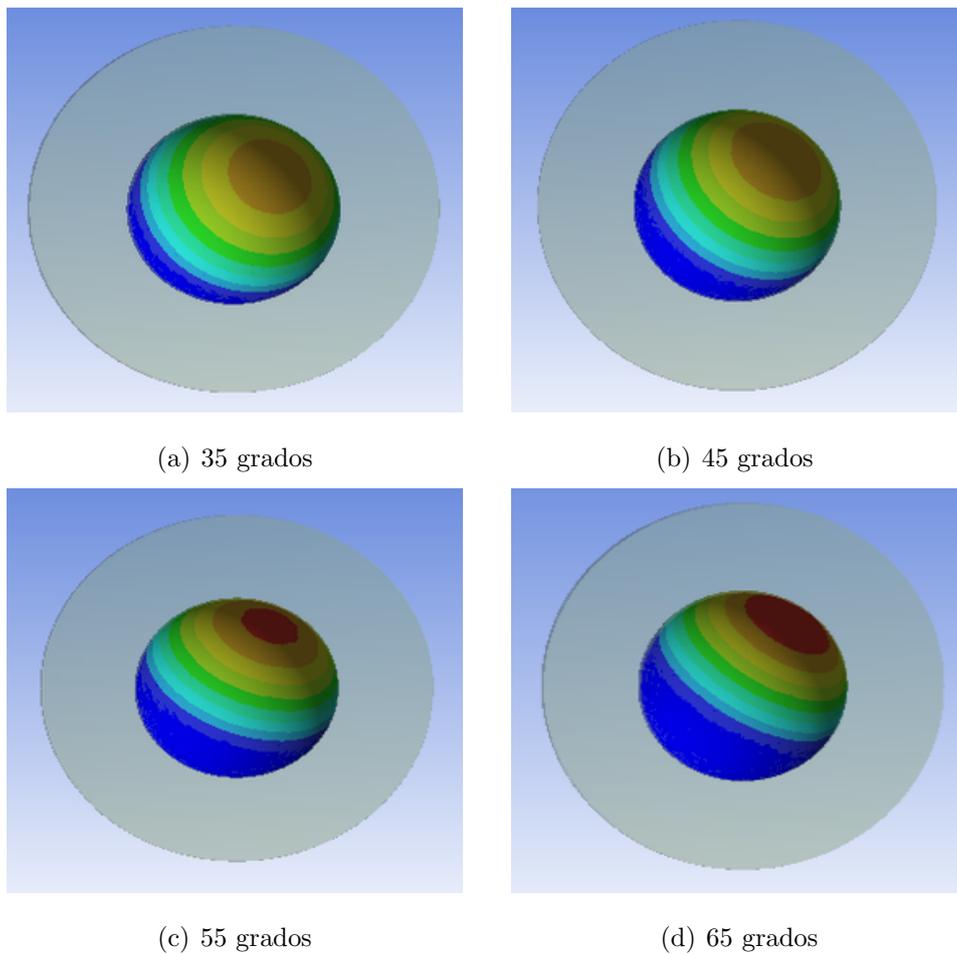


Figura 5.4: Máx. presión de contacto en la cabeza de 28mm con el par ZrO_2 -UHMWPE.

Como se puede ver en la figura 5.4, a medida que aumenta el ángulo, la presión de contacto pasa de estar en el centro de la cabeza al extremo de la esfera, haciendo que cada vez haya menos presión en la parte inferior de esta.

En la figura 5.5 se representa mediante una gráfica los valores de presión máxima en el inserto de UHMWPE con cabeza de ZrO_2 en cada uno de los ángulos de inclinación del componente acetabular.

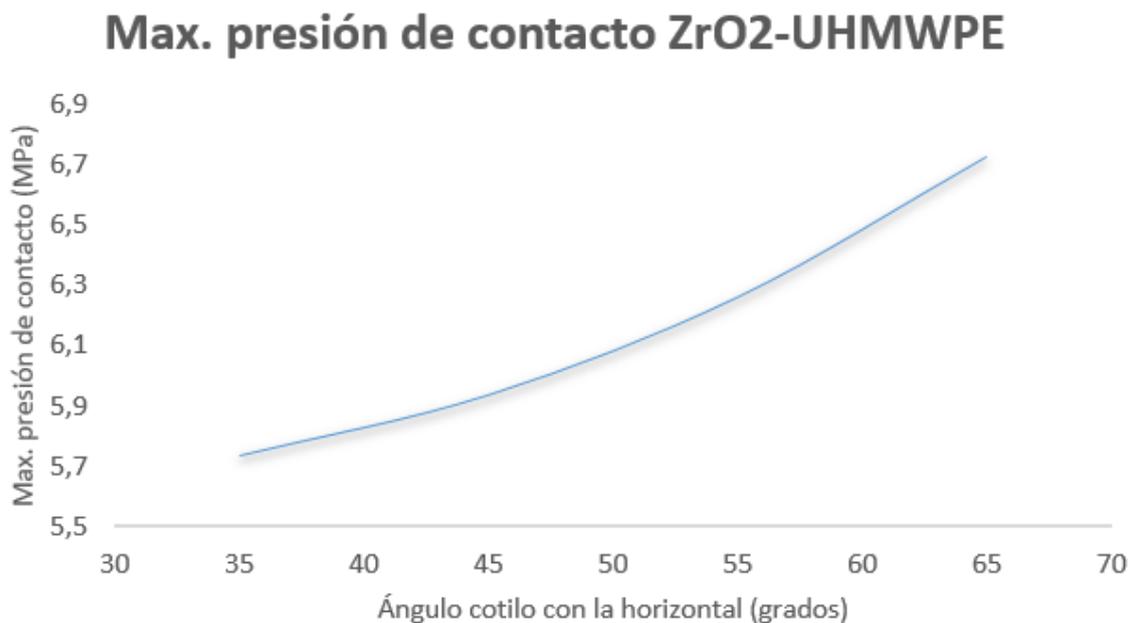


Figura 5.5: Presión de contacto con ZrO_2 -UHMWPE con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación.

En la figura 5.5, se aprecia la presión de contacto en la prótesis de 28mm de cabeza femoral aumenta a medida que aumenta el ángulo de inclinación.

Bajo las mismas condiciones y en la misma geometría, se muestran los resultados con ZrO_2 en la cabeza y ZrO_2 en el inserto obteniéndose las siguientes distribuciones de presiones (Figura 5.6).

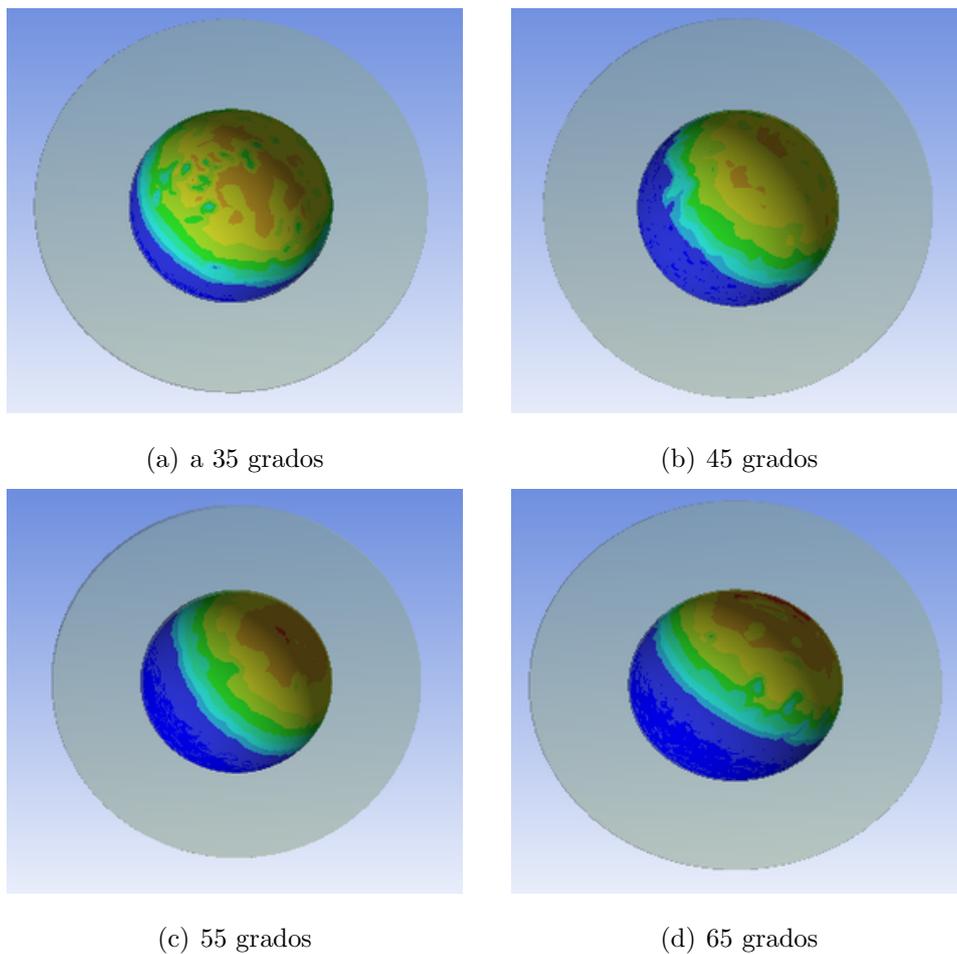


Figura 5.6: Máx. presión de contacto en la cabeza de 28mm con el par $ZrO_2 - ZrO_2$

Con el par de materiales ZrO_2-ZrO_2 se aprecia como a medida que aumenta el ángulo de inclinación, las presiones de contacto se distribuyen a los extremos.

Se han representado las máximas presiones de contacto en el inserto con el par de material ZrO_2-ZrO_2 en cada uno de los ángulos como se puede ver en la figura 5.7

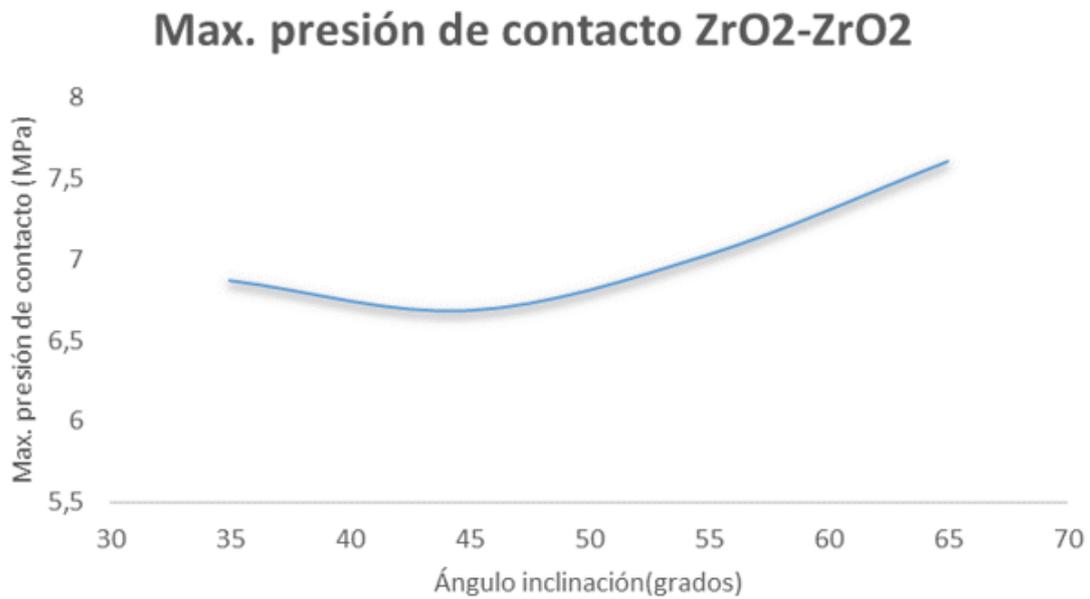


Figura 5.7: Presión de contacto con $ZrO_2 - ZrO_2$ con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación.

En la figura 5.7 se puede apreciar una tendencia a aumentar la presión de contacto proporcionalmente con los ángulos de inclinación, pero la menor presión de contacto se establece con el ángulo de 45 grados y no con el menor de estos (35°).

El último par de materiales a utilizar en la cabeza de 28mm es CoCrMo en la cabeza y UHMWPE en el inserto obteniéndose los resultados mostrados en la figura 5.8.

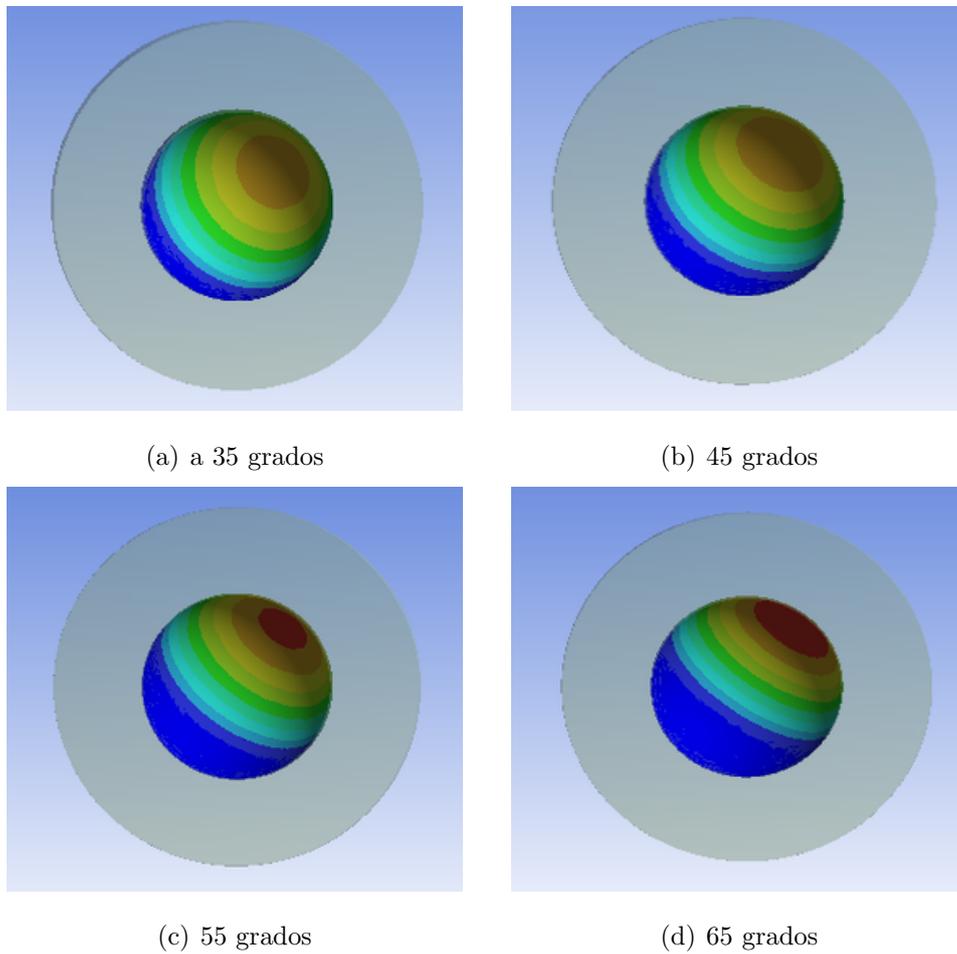


Figura 5.8: Máx. presión de contacto en la cabeza de 28mm con el par CoCrMo-UHMWPE.

Al igual que ocurría con los pares de materiales ZrO_2 -UHMWPE, se presenta una clara variación de las presiones de contacto en la zona de la esfera, desde el centro de la misma con 35 grados al extremo con 65 grados. Como consecuencia de este aumento de presiones en el extremo de la esfera, se produce

En la figura 5.9 se representan las presiones de contacto en los cuatro ángulos simulados en la cabeza de 28mm con el par de materiales CoCrMo-UHMWPE.

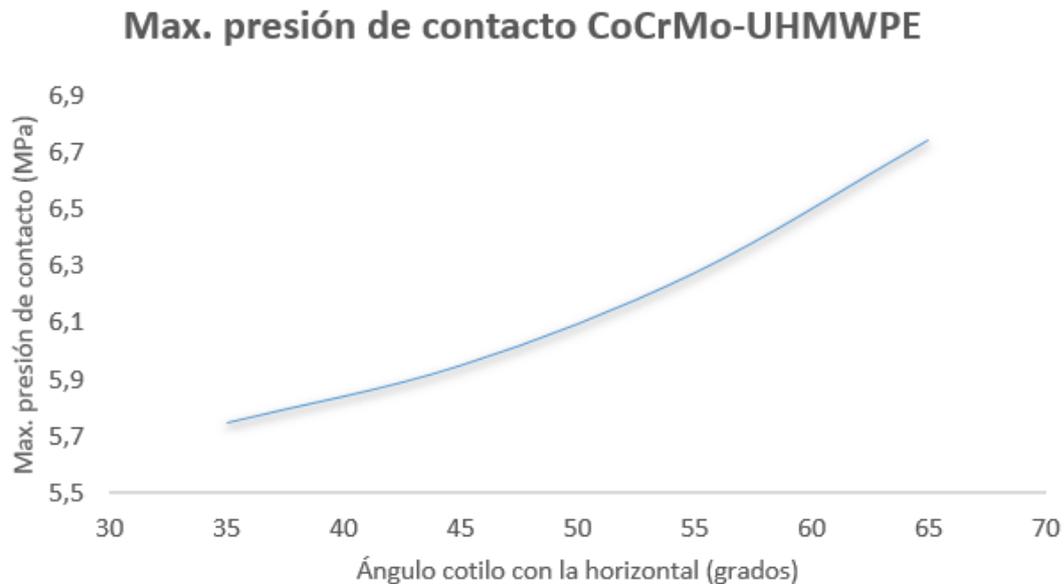


Figura 5.9: Presión de contacto con CoCrMo-UHMWPE con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación.

En la figura 5.9 al igual que se mostraba en los pares de materiales anteriormente analizados, se produce un gran incremento de las presiones de contacto conforme se aumenta el ángulo de inclinación de la posición del componente acetabular.

Se superponen las máximas presiones de contacto en los cuatro ángulos con los tres pares de materiales analizados anteriormente (Figura 5.10),

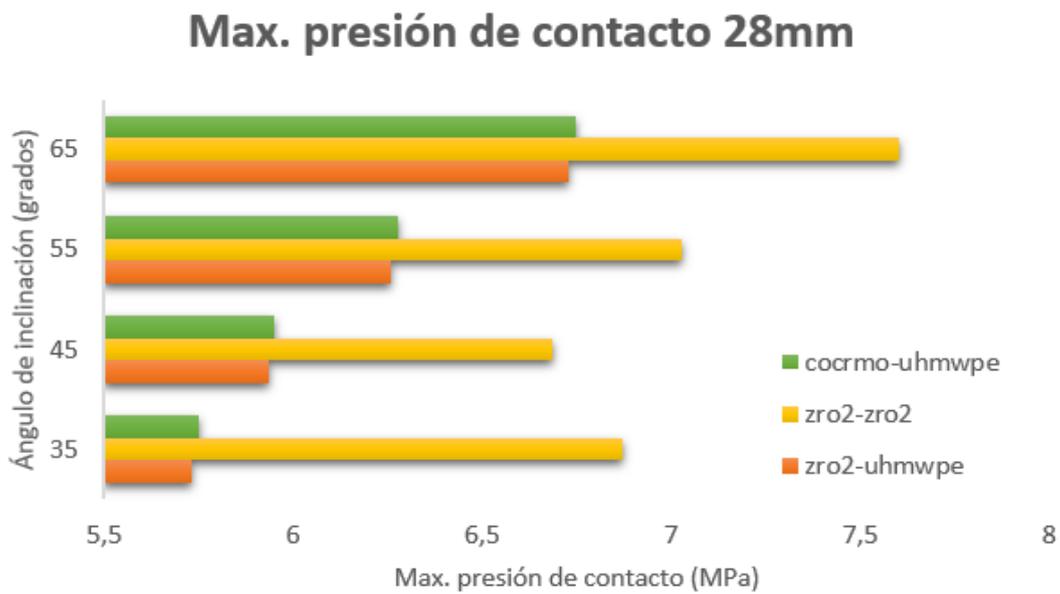


Figura 5.10: Comparación de los tres pares de materiales con 28mm de cabeza.

En la figura anterior se puede observar que con los tres pares de materiales las presiones aumentan al aumentar los ángulos de inclinación del componente acetabular, como se ha comentado, pero además se puede establecer una comparación entre los tres materiales.

Las presiones de contacto en el contacto ZrO_2-ZrO_2 , es casi el doble que la presión de contacto en los pares de materiales donde el inserto es de UHMWPE. Además de esto, se observa, que aunque la diferencia sea casi despreciable, con inserto de UHMWPE, la menor presión se produce con la cabeza de ZrO_2 .

5.2.2. Deformaciones

Una vez obtenidos los resultados de las presiones de contacto entre la cabeza y el inserto, se muestran los resultados de las deformaciones obtenidas en la cara del inserto del mismo modelo, cabeza de 28mm comparando las deformaciones en los diferentes pares de materiales en cada uno de los ángulos.

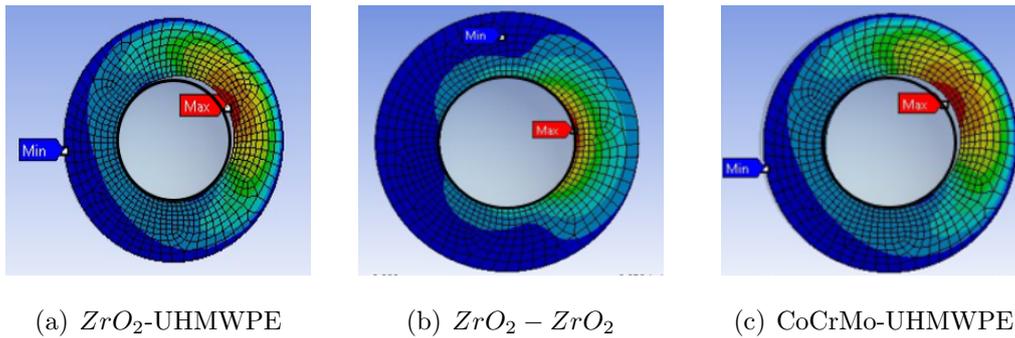


Figura 5.11: Deformación total del inserto con cabeza de 28mm a 45 grados.

En la figura 5.11 se muestran las deformaciones totales en el inserto con 35 grados de inclinación con los tres pares de materiales. La deformación se muestra aumentada 77 veces la escala original. La mayor deformación se produce con insertos de UHMWPE, siendo en insertos de cerámica casi despreciable.

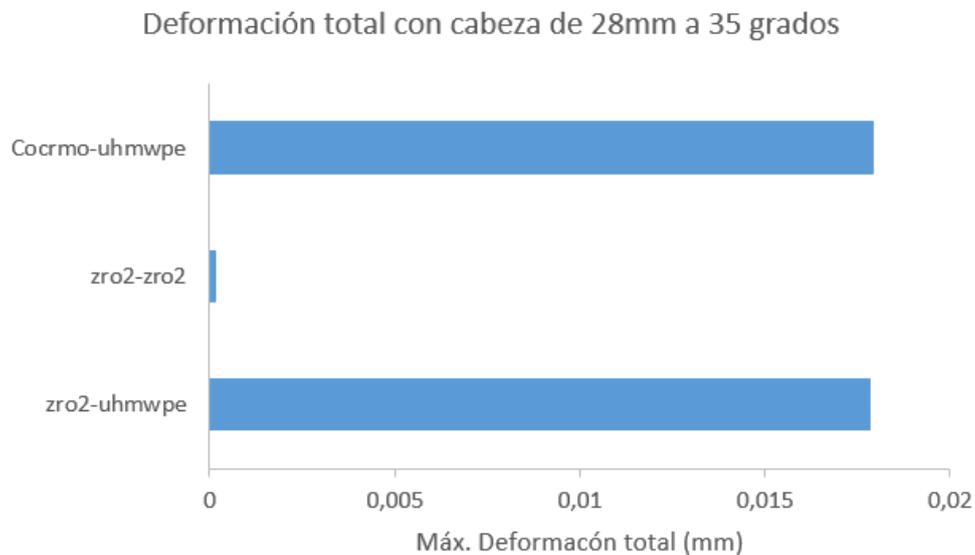


Figura 5.12: Comparación de las deformaciones con cabeza de 28mm a 35 grados.

En la figura 5.11 se grafican las deformaciones en el inserto. La mayor deformación se produce en el inserto de UHMWPE con diferencia casi despreciables entre la cabeza de ZrO_2 y la cabeza de CoCrMo, siendo mínimamente mayor la deformación con la cabeza de CoCrMo que con ZrO_2 . También se puede apreciar como ya se comentó con la figura 5.12 que en el inserto de cerámica la deformación es casi nula.

A continuación se vuelven a analizar las deformaciones en el inserto con los tres pares de materiales, pero en este caso, se analizan con el ángulo de 45 grados. En la figura 5.13 se muestran dichas deformaciones aumentadas 77 veces la escala real.

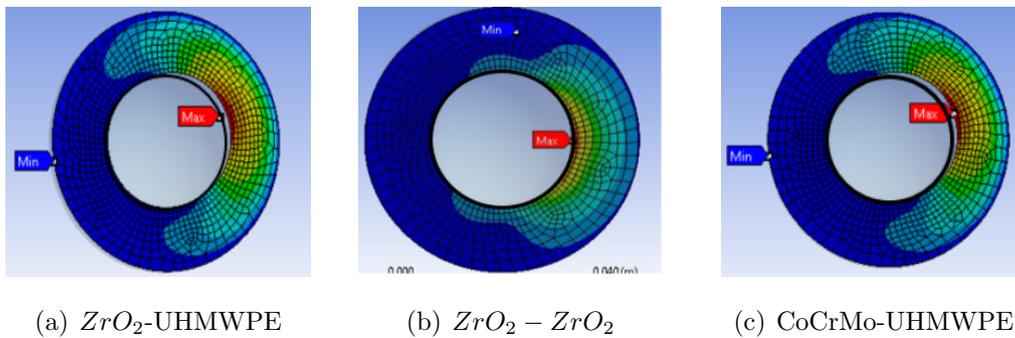


Figura 5.13: Deformación total del inserto, con cabeza de 28mm a 45 grados.

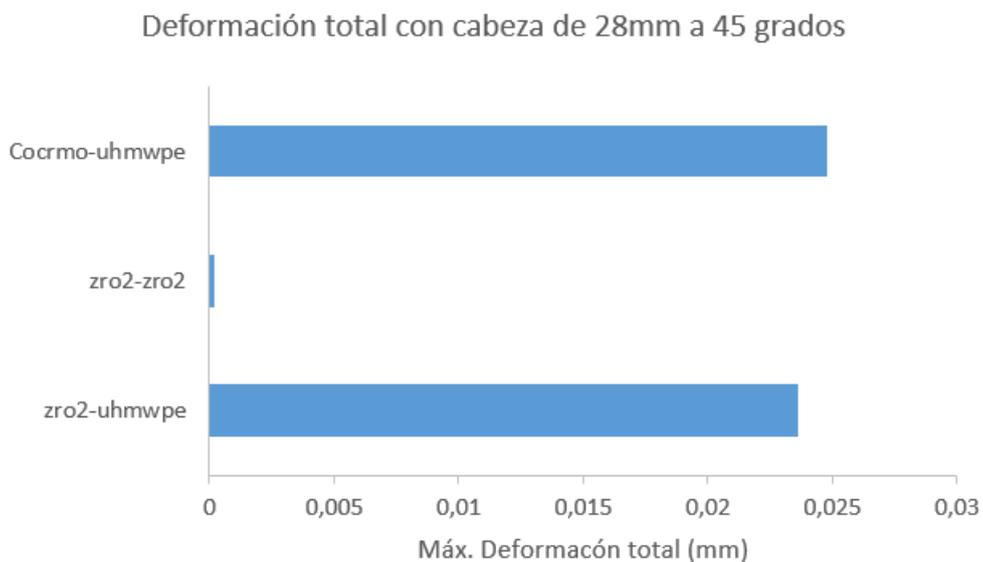


Figura 5.14: Comparación de las deformaciones con cabeza de 28mm a 45 grados

Tanto en la figura 5.13 como en la figura 5.14, se aprecia claramente que la máxima

deformación se produce con la cabeza femoral de CoCrMo y el inserto de UHMWPE.

Con un ángulo de inclinación de 35°, como se mostraba en el caso anterior, la deformación menor se produce con inserto de ZrO₂ y la mínima con inserto de UHMWPE y cabeza de CoCrMo, pero en este caso, la diferencia de deformaciones con inserto de UHMWPE es más clara para las distintas cabezas.

Las siguientes deformaciones que se presentan se corresponden con un ángulo de inclinación de 55° aumentando también la escala 77 veces la escala real (Figura 5.15).

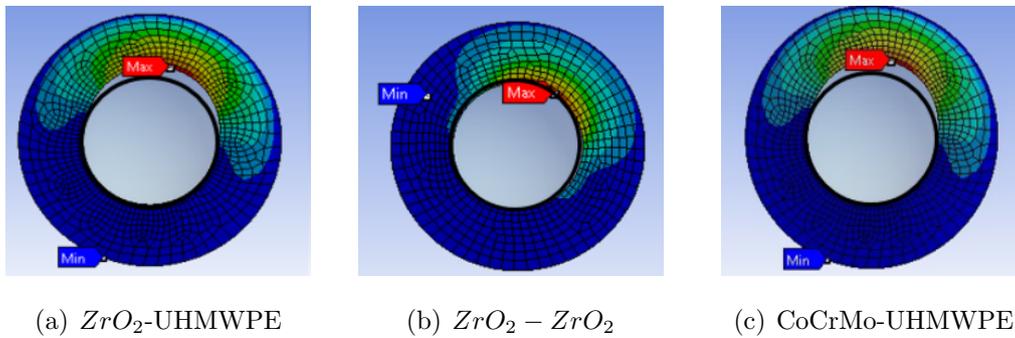


Figura 5.15: Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 28mm a 55 grados.

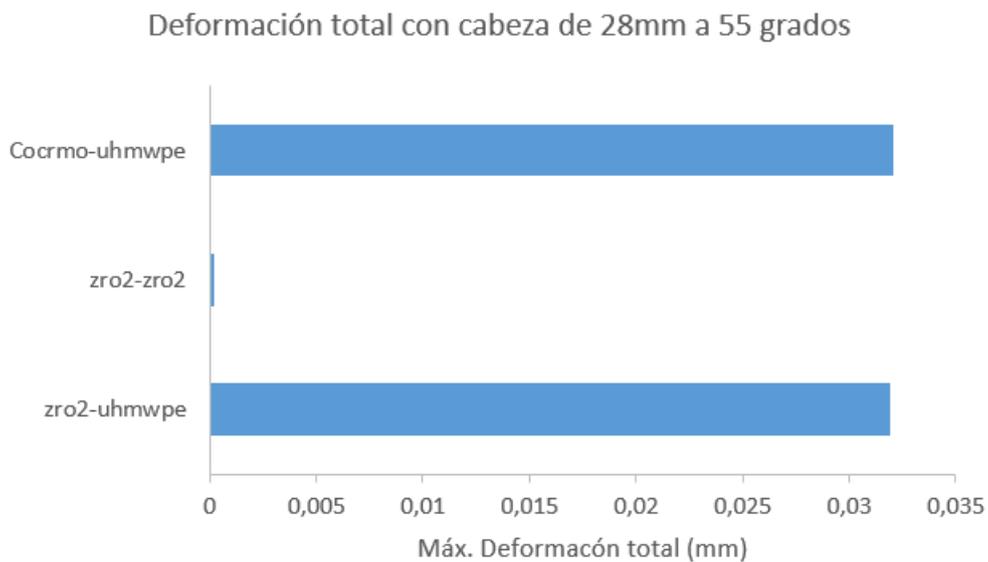


Figura 5.16: Comparación de las deformaciones con cabeza de 28mm a 55 grados

Como se observa en las figuras 5.15 y 5.16, a 55 grados ocurre lo mismo que

a 35°, aunque la máxima deformación ocurre con la cabeza de CoCrMo y inserto de UHMWPE, también hay una gran deformación con cabeza de ZrO₂ ya que la diferencia de deformación en el inserto de UHMWPE es casi despreciable con ambas cabezas.

El último ángulo de inclinación con el que se analizan las deformaciones en la cabeza de 28mm es de 65 grados. Las deformaciones se muestran escaladas 77 veces la escala original en la figura 5.17.

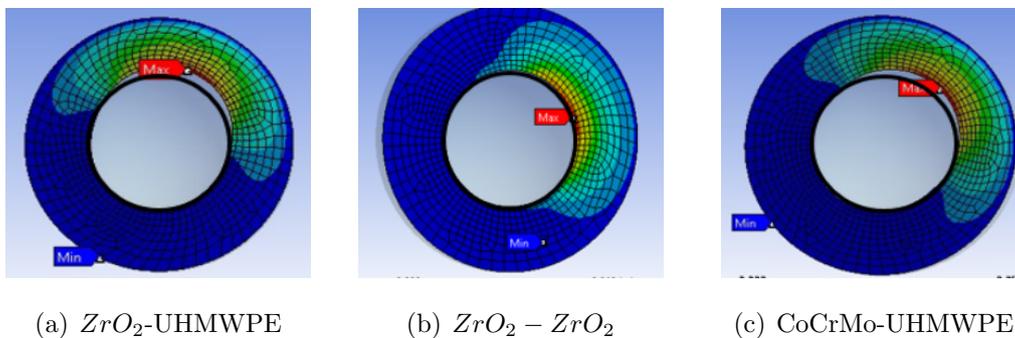


Figura 5.17: Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 28mm a 65 grados.

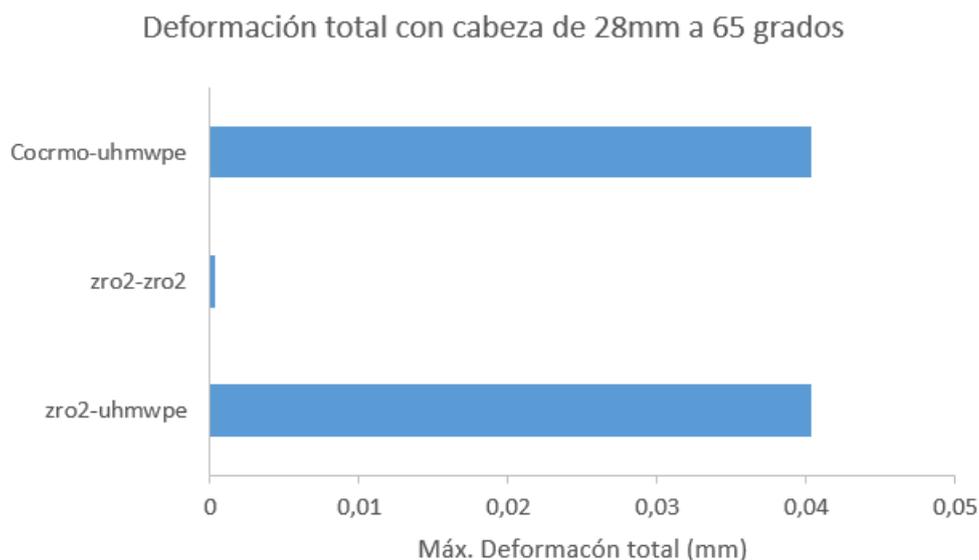


Figura 5.18: Comparación de las deformaciones en el inserto de 13mm a 65 grados

Tanto en la figura 5.17 como en figura 5.18, se aprecia una deformación despreciable con inserto de cerámica como ocurría en los resultados analizados con

ángulos inferiores. En este caso la máxima deformación también ocurre en el inserto de UHMWPE con cabeza de CoCrMo.

En la siguiente figura se representan las deformaciones del inserto del modelo con cabeza de 28mm con los distintos materiales en los cuatro ángulos posibles.

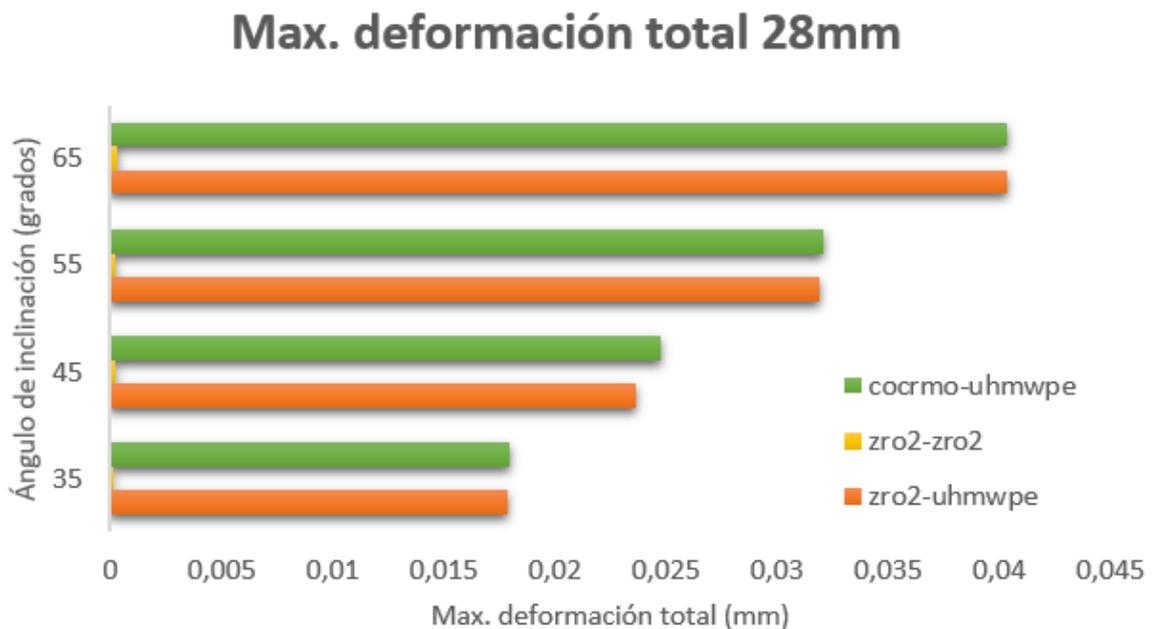


Figura 5.19: Comparación de las deformaciones con los diferentes materiales en función de los ángulos.

Como se muestra en la figura 5.19 donde se comparan todos los resultados de deformaciones producidos en los insertos de los modelos con cabeza de 28mm. Las deformaciones en el inserto de UHMWPE son siempre mayores que en el inserto de ZRO₂ como se ha comentado con los resultados anteriores. Además de esto, también se compara con los cuatro ángulos de inclinación del componente acetabular. Se observa que con ángulos mayores las deformaciones también aumentan.

5.3. Cabeza de 32mm

5.3.1. Presiones de contacto

En este apartado se presentan las soluciones para el modelo con cabeza de 32mm. En la figura 5.20 se muestra la distribución de las presiones de contacto en el par de material cerámica-UHMWPE desde 35° a 65°.

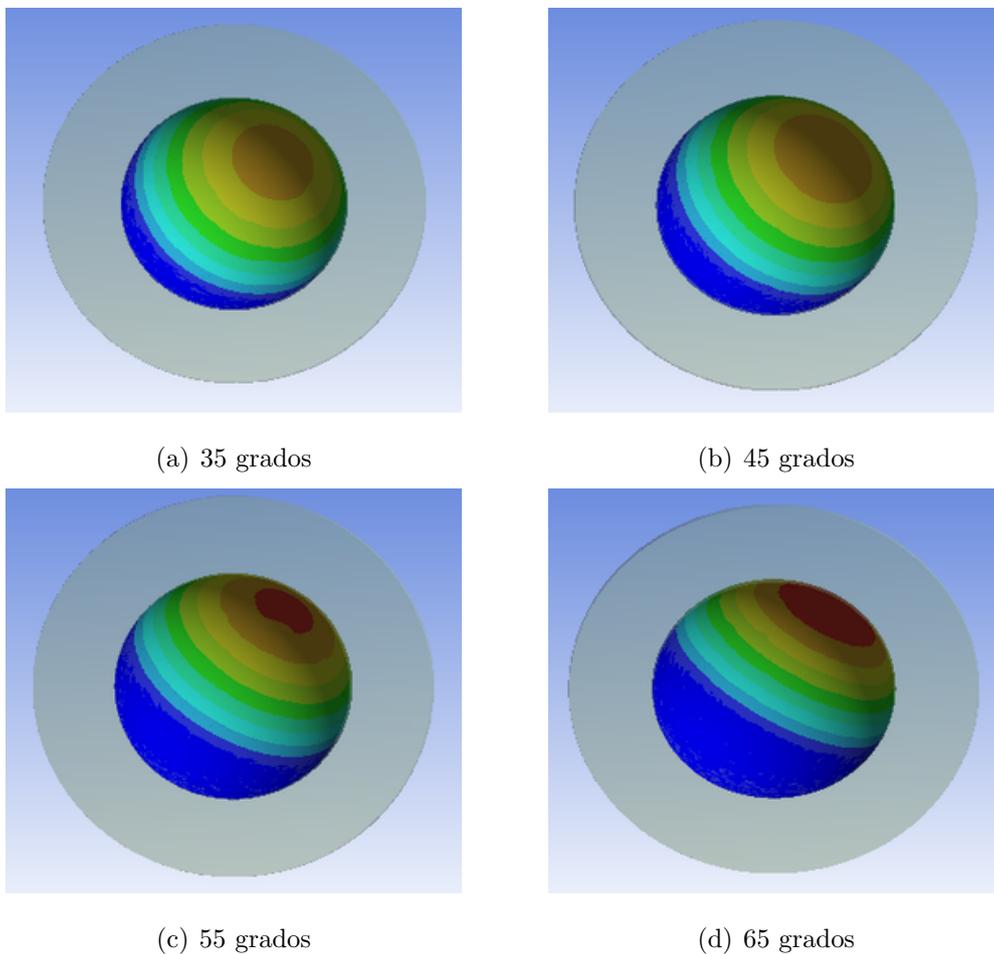


Figura 5.20: Máx. presión de contacto en la cabeza de 32mm con el par ZrO_2 -UHMWPE

Con el par ZrO_2 -UHMWPE, la máxima presión de contacto está más cerca del extremo a medida que el ángulo es mayor, liberando de presiones la parte inferior de la cabeza.

En la figura 5.10 se representa en modo de gráfica los valores de las presiones máximas en el inserto de UHMWPE en cada uno de los ángulos de inclinación

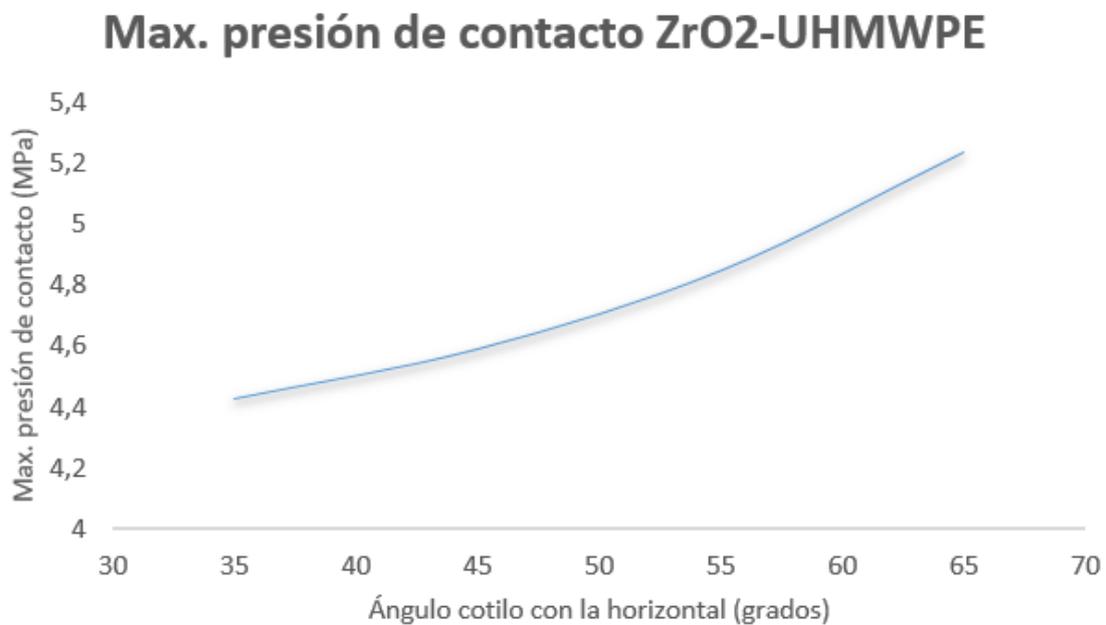


Figura 5.21: Presión de contacto con ZrO_2 -UHMWPE con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 32mm

Como se muestra en la figura 5.21, con la cabeza de 32mm ocurre lo mismo que con la de 28mm. La presión de contacto aumenta a medida que aumenta el ángulos de inclinación.

En la figura 5.22 ocurre se presentan los resultados de haber simulado las presiones

en los distintos ángulos con los pares de materiales cerámica-cerámica.

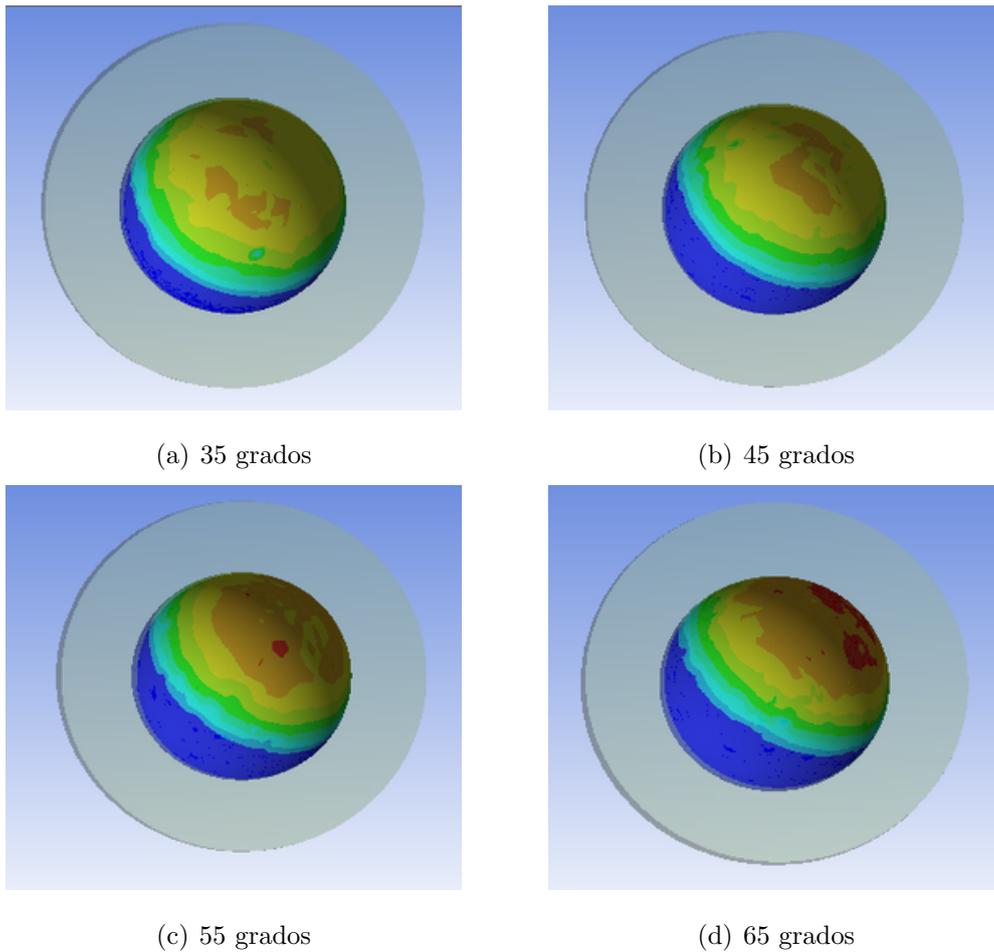


Figura 5.22: Máx. presión de contacto en la cabeza de 32mm con el par ZrO_2 - ZrO_2

En la figura 5.22 se puede ver cómo la zona del contacto afectado por la presión, no sólo se va ampliando, sino que sus valores van aumentando.

En la siguiente figura 5.23 se representan las máximas presiones de contacto en el inserto con el par de material cerámica-cerámica en cada uno de los ángulos de inclinación.

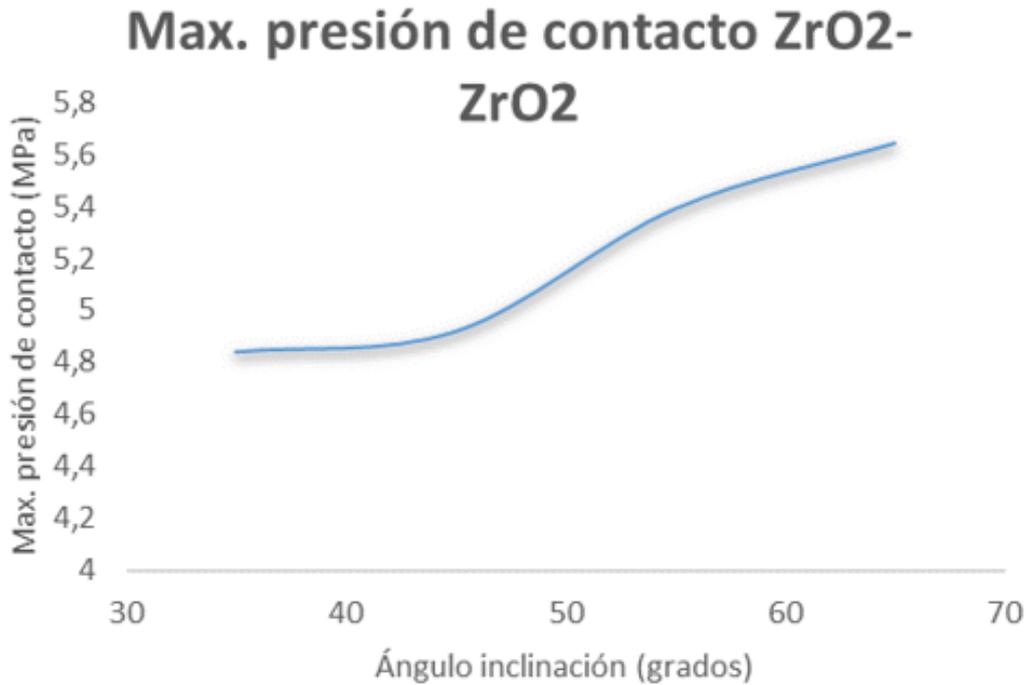


Figura 5.23: Presión de contacto con $ZrO_2 - ZrO_2$ con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 32mm.

En la figura 5.23 se aprecia la tendencia a aumentar la presión en el contacto conforme aumenta el ángulo. En este caso el mayor incremento se produce entre la cabeza de 45 grados y la de 55 grado.

Las presiones mostradas en la figura 5.24 se corresponden con el par de material CoCrMo-UHMWPE.

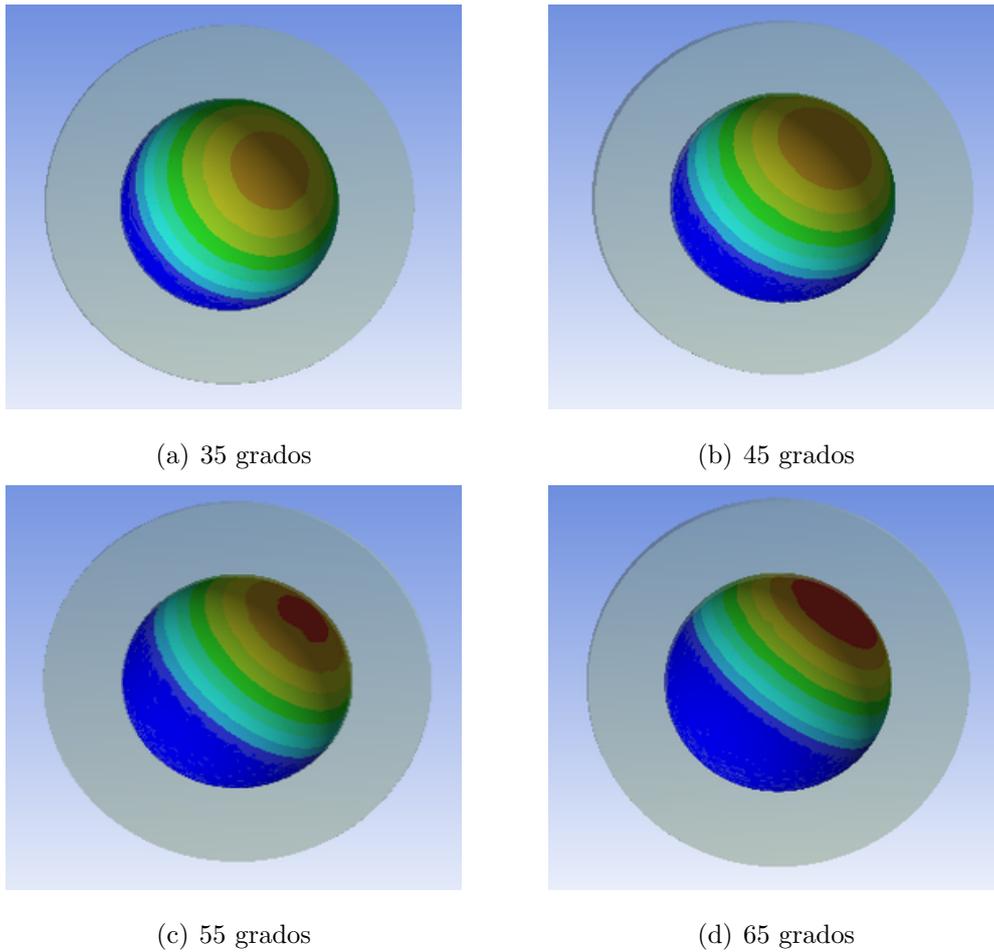


Figura 5.24: Máx. presión de contacto en la cabeza de 32mm con el par CoCrMo-UHMWPE

La distribución de presiones que se presentan en la figura 5.24 son muy parecido a los resultados obtenidos de las presiones de contacto con los pares de materiales ZrO_2 -UHMWPE. Esta distribución se corresponde con una variación de la zona afectada por la presión en función del ángulo de inclinación.

En la figura 5.25 se representa en forma de gráfica las presiones de contacto para el par de materiales CoCrMo-UHMWPE.

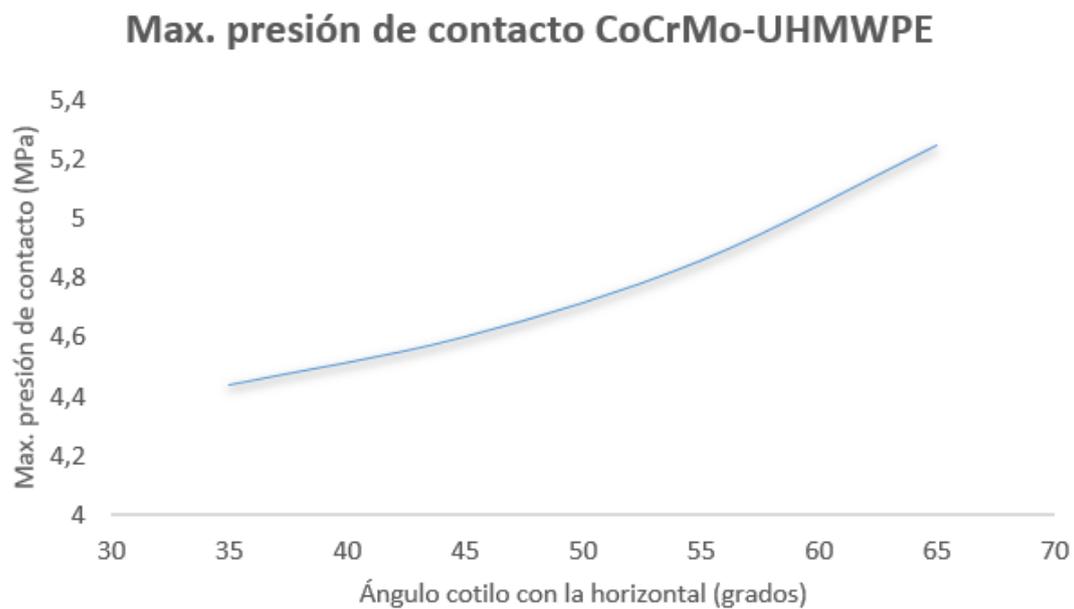


Figura 5.25: Presión de contacto con coCrMo-UHMWPE con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 32mm

La figura 5.25, refleja los mismos resultados que se apreciaban en la figura 5.24. Un claro aumento de las presiones en el contacto cabeza-inserto comparando con ángulo de inclinación cada vez mayor.

En la figura 5.26, se superponen las máximas presiones de contacto en los cuatro ángulos de inclinación estudiados con los tres pares de materiales.

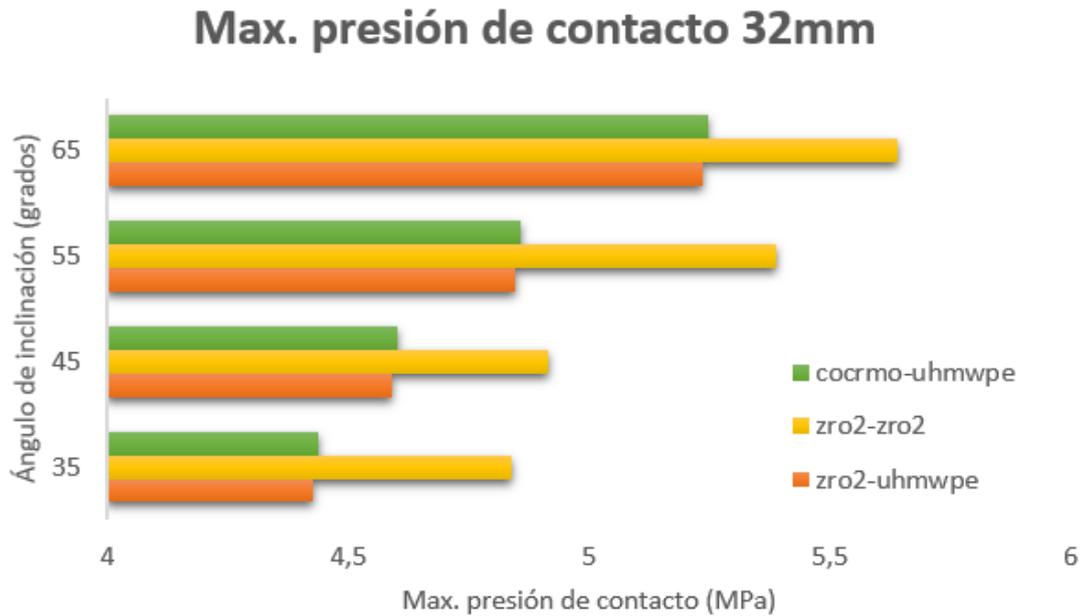


Figura 5.26: Comparación de las deformaciones con los diferentes materiales en función de los ángulos.

En la figura 5.26, se observa que en los tres pares de materiales, existe menor presión de contacto con 35 grados de inclinación. Además de esto podemos la comparación entre los materiales, donde se aprecia que las presiones de contacto son mayores en el par cerámica-cerámica, siendo hasta la mitad de la presión en algunos casos con inserto de UHMWPE. Con ZrO_2 -UHMWPE y CoCrMo-UHMWPE son muy parecidas, pero se producen mayores tensiones con CoCrMo-UHMWPE.

5.3.2. Deformaciones

A continuación, se analizan las deformaciones obtenidas en el inserto de la prótesis con 32mm de cabeza y comparando con los tres pares de materiales en cada uno de los ángulos de inclinación.

En la figura 5.27, se muestra la distribución de las deformaciones en la cara del inserto con los tres pares de materiales a 35° de inclinación con una escala aumentada 77 veces.

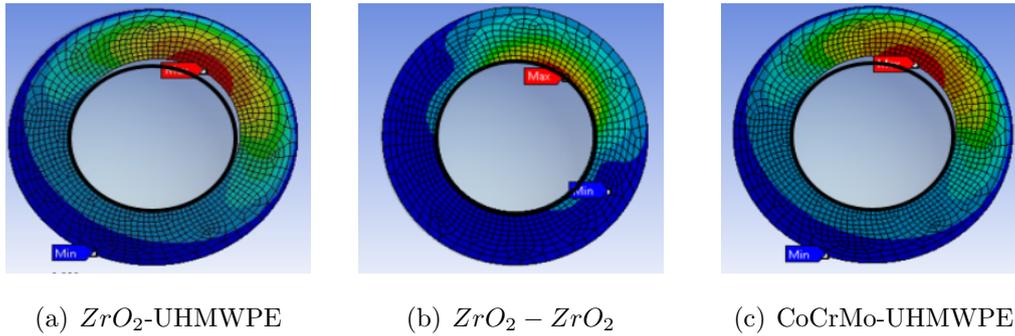


Figura 5.27: Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 32mm a 35 grados.

En la figura 5.27 se aprecia como la deformación es mayor en la prótesis que tiene como material de inserto UHMWPE. A pesar de que la figura 5.27 tiene un factor de escala de 77, en la figura 5.27 (b) que corresponde con la deformación en inserto de cerámica.

En la figura 5.28 se muestran los valores de deformación en milímetros.

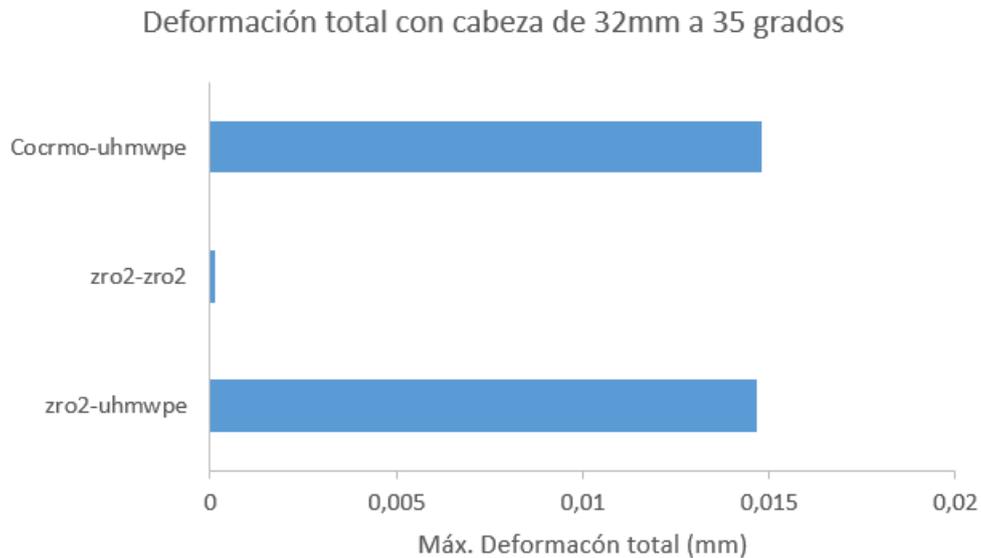


Figura 5.28: Comparación de las deformaciones en el inserto de 11mm a 35 grados

Como se apreciaba en la figura 5.27, la prótesis con inserto de cerámica presenta una deformación casi despreciable.

Las deformaciones en el inserto se vuelven a analizar con los tres pares de mate-

riales pero en el ángulo de inclinación de 45° .

En la figura 5.29 se muestran las deformaciones con un factor de escala aumentado 77 veces.

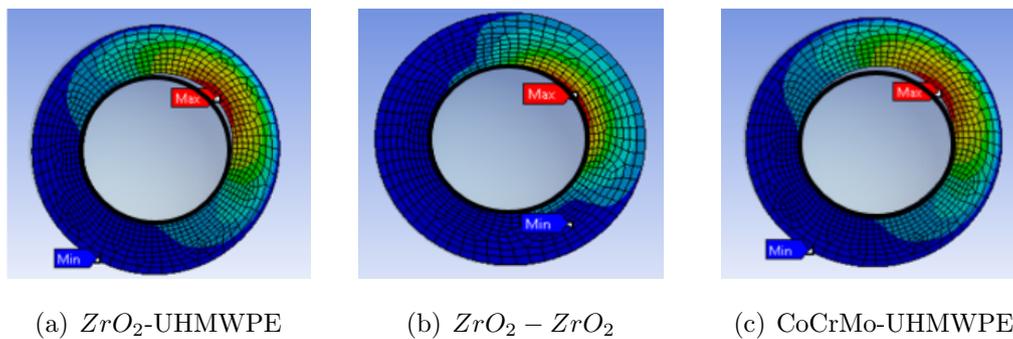


Figura 5.29: Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 32mm a 45 grados.

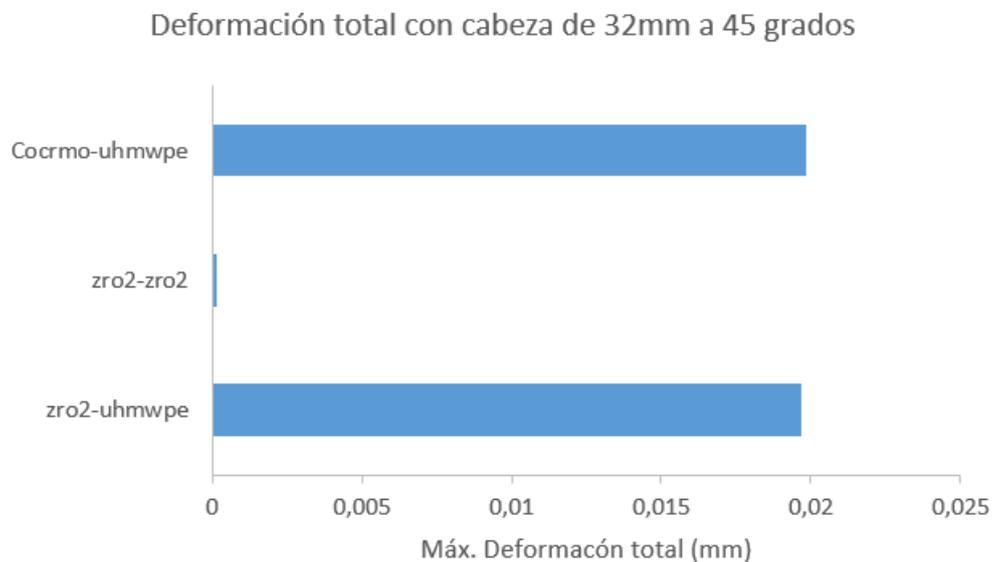


Figura 5.30: Comparación de las deformaciones en el inserto de 11mm a 45 grados

En las figuras 5.29 y 5.30 se muestra que las máximas deformaciones se producen con inserto de UHMWPE y cabeza de CoCrMo.

Los siguientes resultados de deformación se corresponden con un ángulo de 55° (Figura 5.31).

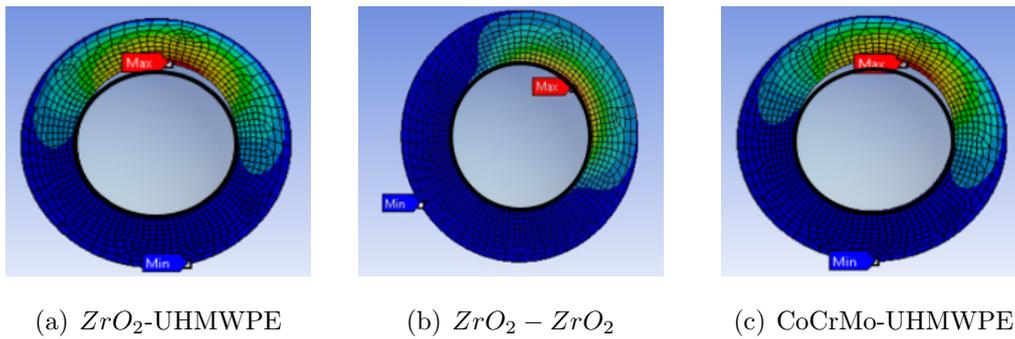


Figura 5.31: Deformación total del inserto, con cabeza de 32mm a 55 grados

La siguiente figura 5.31 muestra los valores correspondientes a la deformación producida en el inserto a 55° de inclinación.

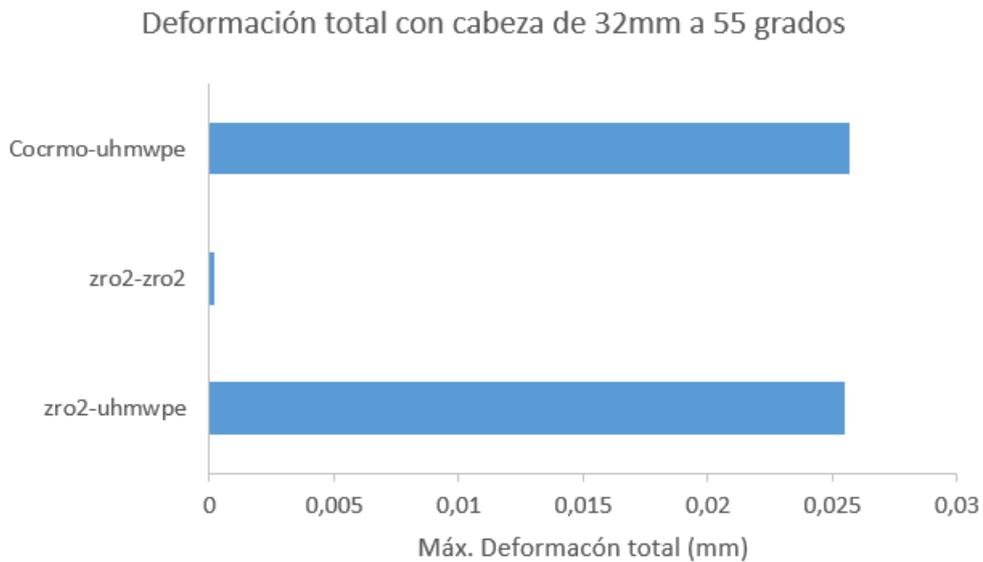


Figura 5.32: Comparación de las deformaciones con la cabeza de 32mm a 55 grados

El último ángulo de inclinación donde se analizan la deformaciones en la cabeza de 32mm es de 65 grados. Las deformaciones mostradas en la figura 5.33 tienen aplicado un factor de escala aumentado 77 veces, para que se aprecie el desplazamiento producido como causa de la deformación.

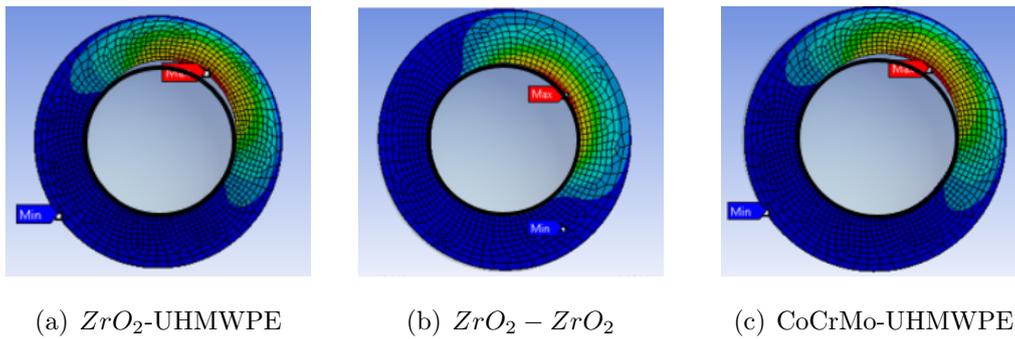


Figura 5.33: Deformación total del inserto, con cabeza de 32mm a 65 grados

Los mismos resultados de la figura 5.33, se muestran en la figura 5.35.

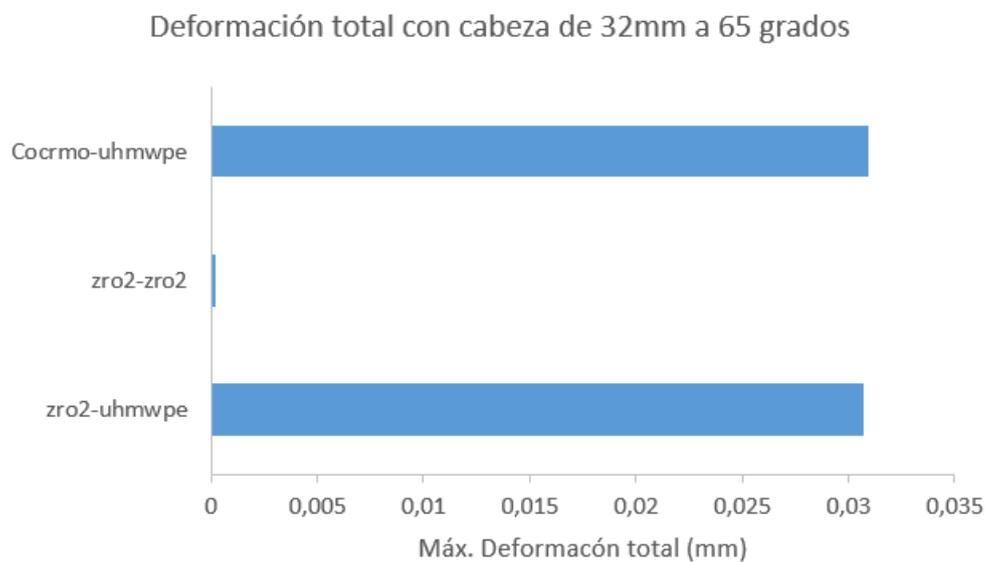


Figura 5.34: Comparación de las deformaciones con la cabeza de 32mm a 65 grados

En la siguiente gráfica se representan las deformaciones en el inserto del modelo con la cabeza de 32mm comparando en los distintos ángulos cada uno de los tres pares de materiales.

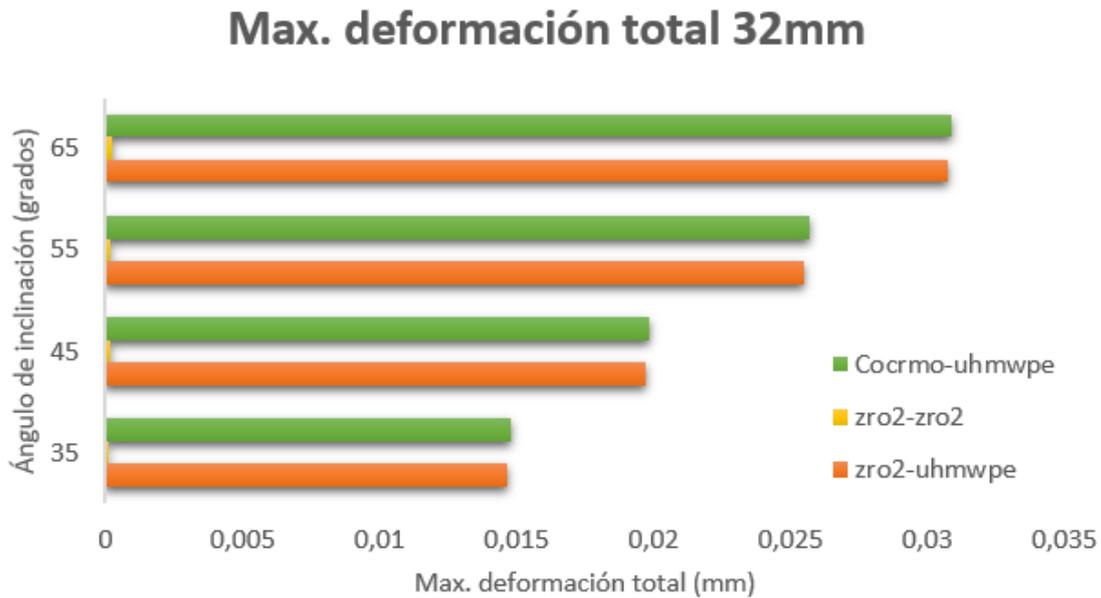


Figura 5.35: Comparación de las deformaciones con los diferentes materiales en función de los ángulos.

En la figura 5.35 se puede ver que las deformaciones aumentan conforme aumenta el ángulo de inclinación, al igual que ocurriría en las presiones de contacto, independientemente del par de material que se utilice. Además de esto también se observa que la deformación en la prótesis con el par de material cerámica-cerámica es despreciable.

5.4. Cabeza de 44mm

5.4.1. Presión de contacto

Se procede al estudio de la prótesis de 44mm de diámetro de cabeza, para poder establecer comparaciones con respecto las prótesis de diámetros de cabeza convencionales (28 y 32mm).

En la primera figura se muestra la distribución de presiones en el par de materiales cerámica-UHMWPE en los cuatro ángulos de inclinación del componente acetabular.

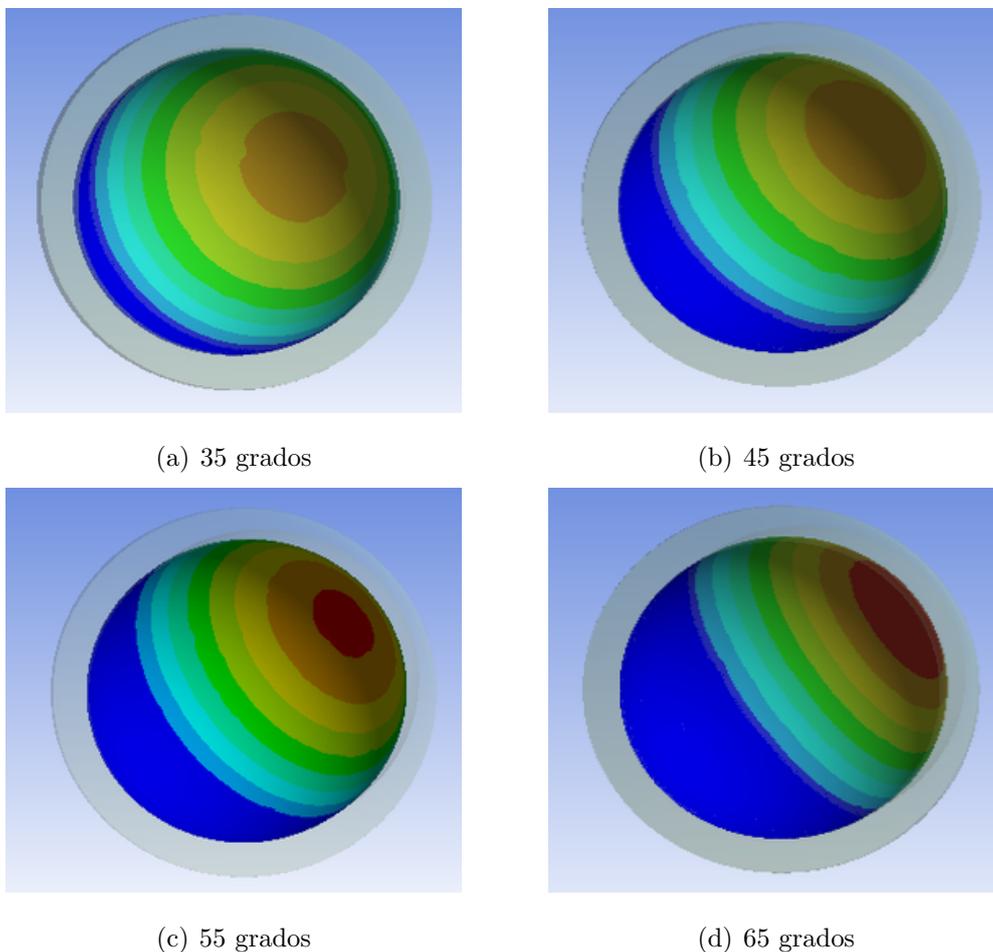


Figura 5.36: Máx. presión de contacto en la cabeza de 44mm con el par ZrO_2 -UHMWPE

Como se observa en la figura 5.36, conforme aumenta el ángulo de inclinación también aumenta la presión, además de que esta se concentre en los extremos de la esfera.

En la figura 5.37, se representa gráficamente los valores de presiones máximas en el inserto de UHMWPE con la cabeza de cerámica en cada ángulo de inclinación.

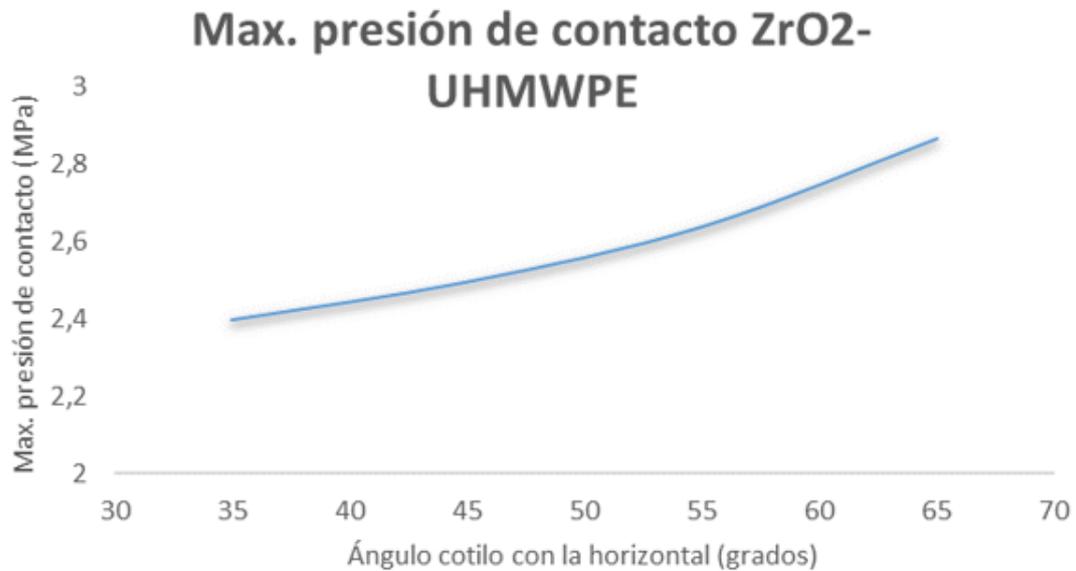


Figura 5.37: Presión de contacto con cocrmo-uhmwpe con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 44mm.

En la figura 5.37 se aprecia el aumento de la presión de contacto en la prótesis de 32mm como consecuencia del aumento del ángulo.

Con las mismas condiciones y en la misma geometría se muestran los resultados con cerámica-cerámica obteniéndose las distribuciones de presiones que se muestran en la figura 5.38.

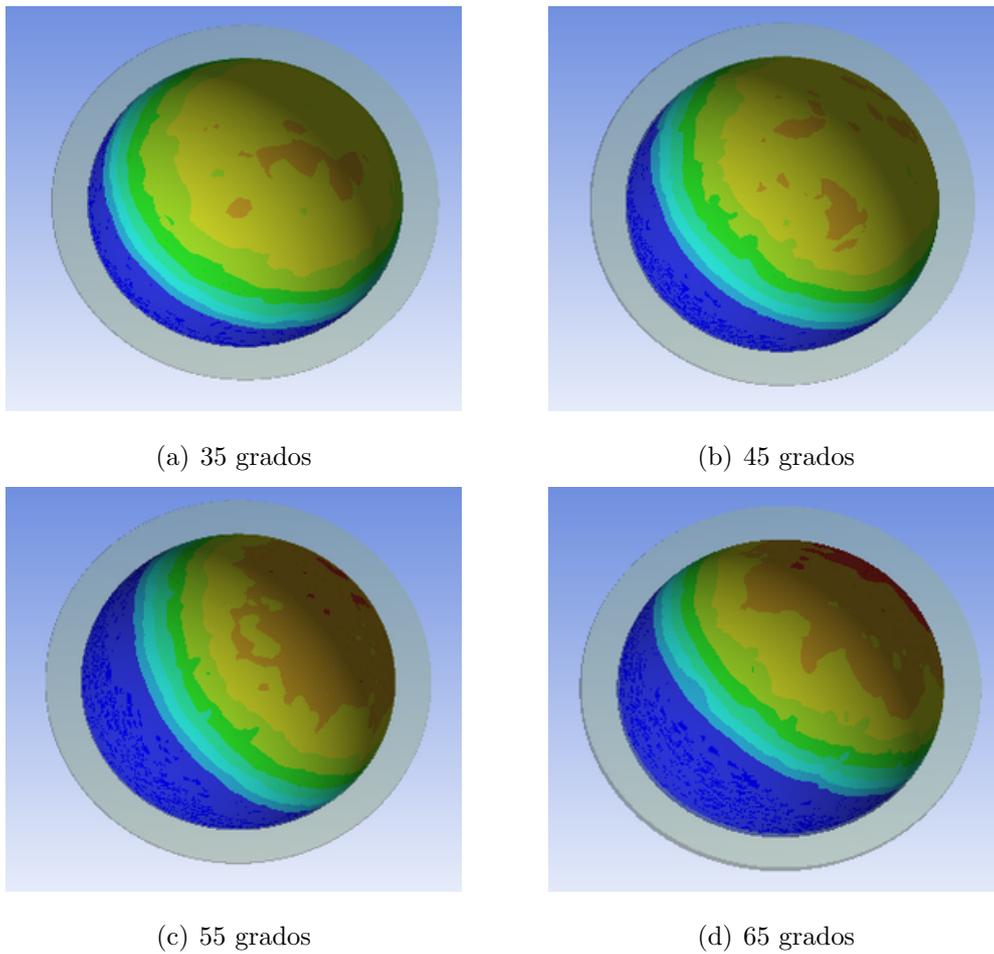


Figura 5.38: Máx. presión de contacto en la cabeza de 44mm con el par $ZrO_2 - ZrO_2$

En la figura 5.38 las presiones de contacto también se localizan en los extremos con grandes ángulos.

Representando las máximas presiones de contacto en el inserto con el par de material cerámica-cerámica se ve la diferencia de presiones en los distintos ángulos como se muestra en la siguiente figura.



Figura 5.39: Presión de contacto con $ZrO_2 - ZrO_2$ con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 44mm.

Hay una tendencia a aumentar la presión de contacto conforme se aumentan los ángulos de inclinación como se muestra en la figura 5.39.

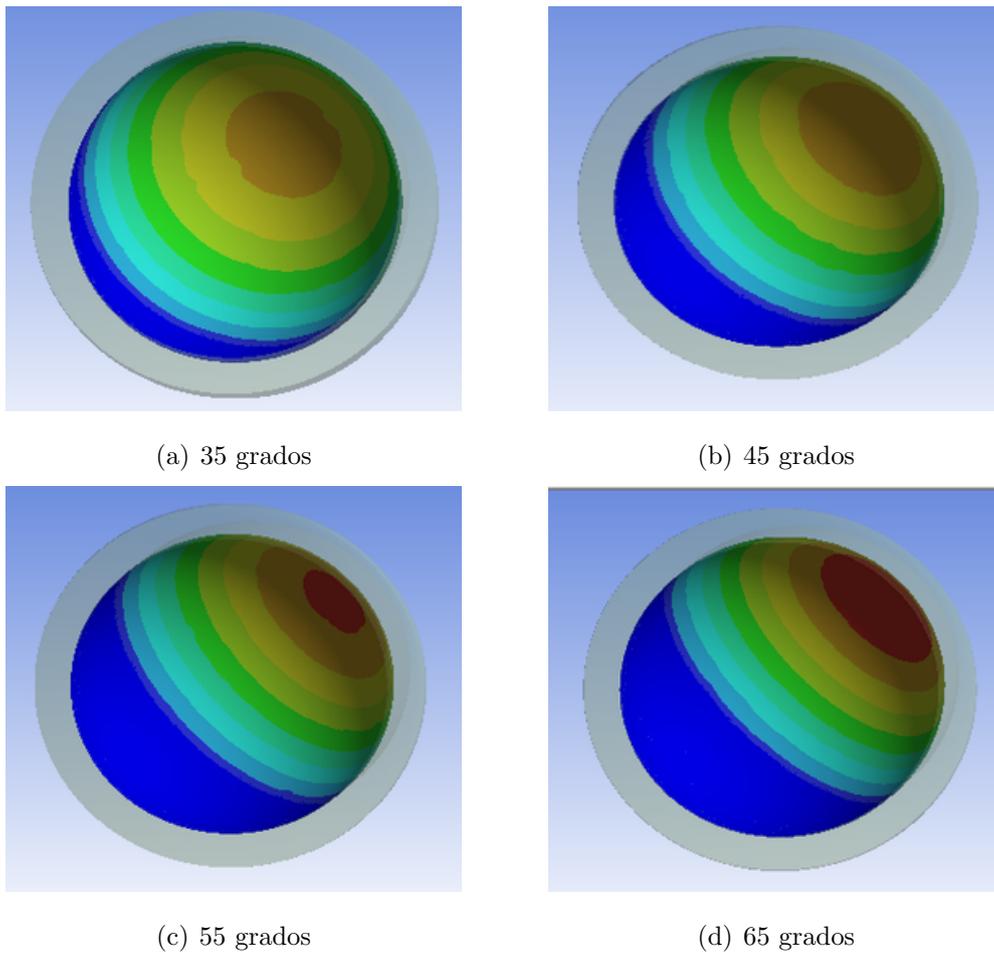


Figura 5.40: Máx. presión de contacto en la cabeza de 44mm con el par CoCrMo-UHMWPE

Se presentan las presiones en la cabeza de 44mm con el par CoCrMo-UHMWPE como se muestra en la siguiente figura.

Como ocurre con los pares de materiales cerámica-UHMWPE, existe una clara variación de las presiones de contacto en la zona de la esfera, que se distribuyen desde el centro de la misma con el menor de los ángulos, hasta el extremo con 65 grados.

En la siguiente figura se representan las presiones de contacto en los cuatro ángulos simulados con CoCrMo-UHMWPE.

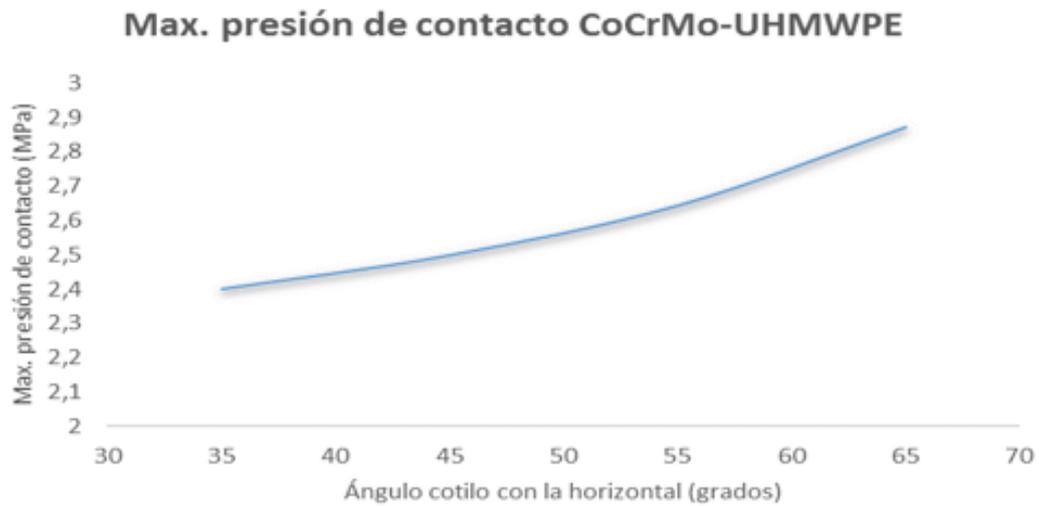


Figura 5.41: Presión de contacto con cocrmo-uhmwpe con 35, 45, 55 y 65 grado de inclinación en cabeza de 44mm.

Conforme se aumenta el ángulo, no solo se desplazan las presiones al extremo de la esfera, sino que también sufren un aumento gradual de la misma.

En la siguiente figura, se muestran las máximas deformaciones en cada uno de los ángulos con los distintos pares de materiales, la misma comparaciones que se establece con presiones de contacto.

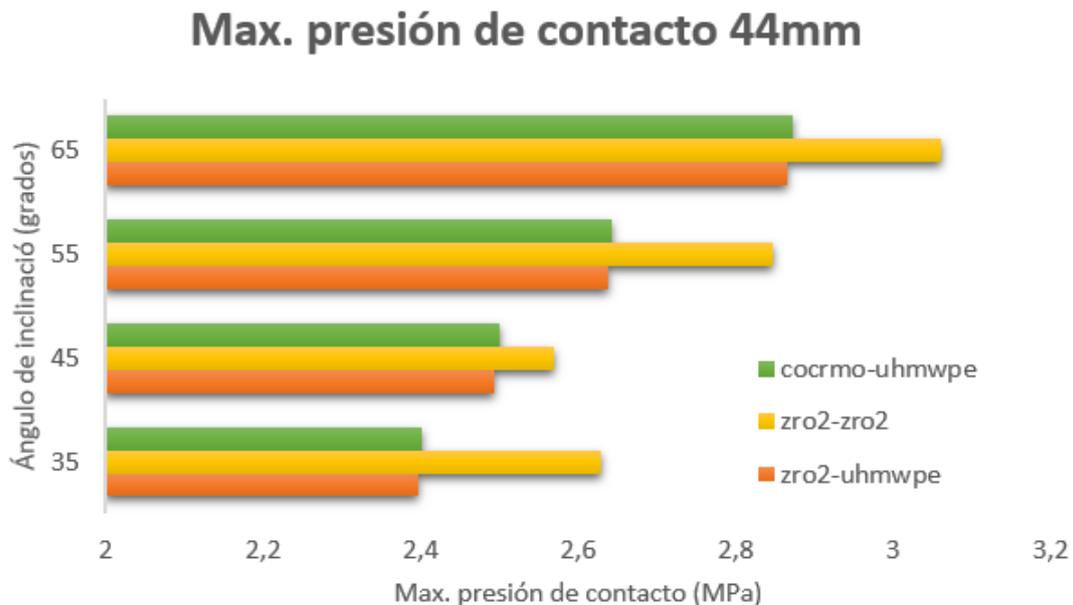


Figura 5.42: Comparación de los tres pares de materiales con 44mm de cabeza de fémur.

Las presiones en la prótesis con diámetro de 44mm siguen las mismas tendencias, aumentan conforme aumenta el ángulo, y son mayores para los insertos cerámicos.

5.4.2. Deformaciones

A continuación, se analizan las deformaciones con 44mm de cabeza. En la figura que se muestra a continuación se muestran las deformaciones aumentadas por un factor de escala de 77, para los tres pares de materiales con el ángulo de 35°.

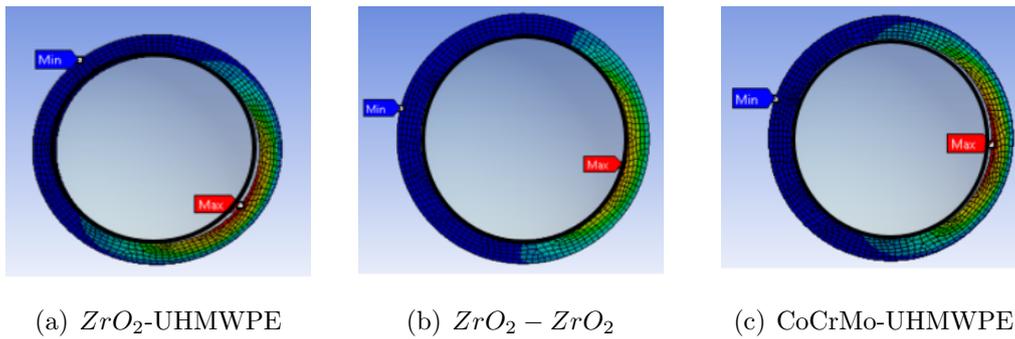


Figura 5.43: Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 44mm a 35 grados

En la siguiente figura se muestran las deformaciones totales en el inserto con el ángulo de 35° . La mayor se estas se produce con los insertos de UHMWPE, como ocurría en los casos anteriores.

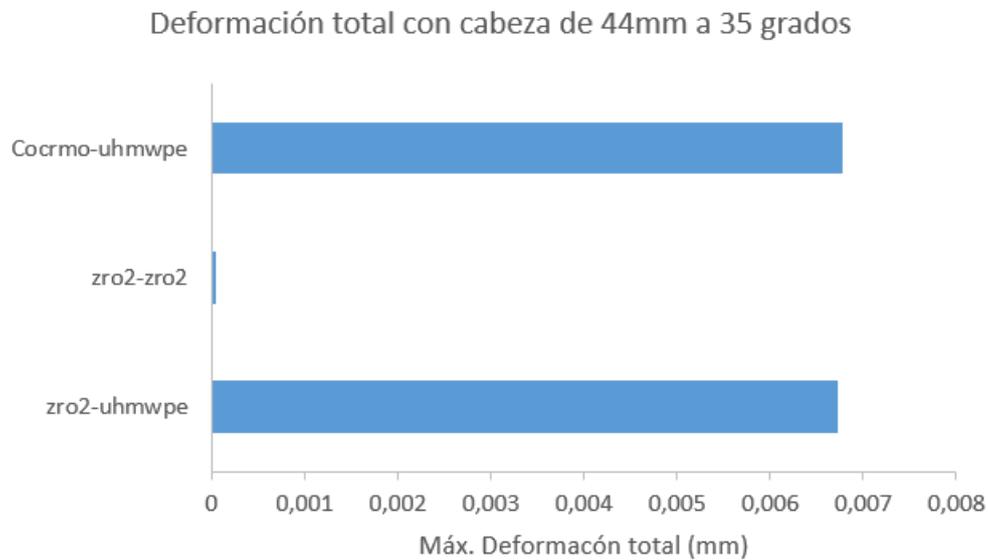


Figura 5.44: Comparación de las deformaciones en el inserto con cabeza de 44mm a 35 grados.

En la figura que se muestra a continuación se comparan las deformaciones con tres pares de materiales en el ángulo de inclinación de 45° .

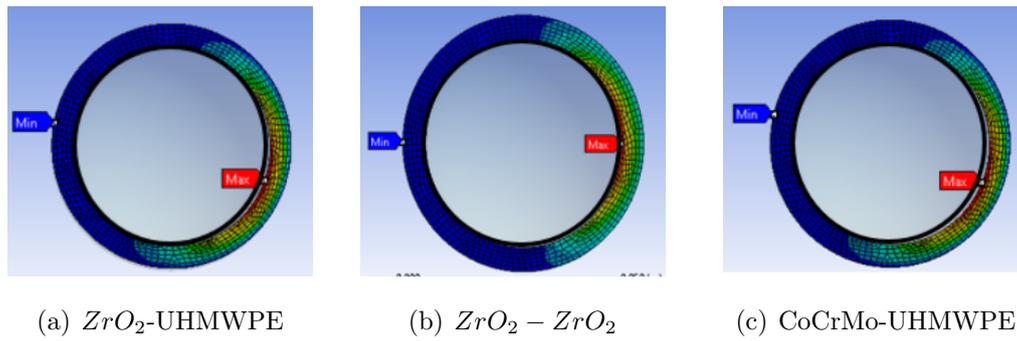


Figura 5.45: Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 44mm a 45 grados

La siguiente figura muestra los valores de la figura 5.45, donde se aprecia que la máxima deformación se produce con CoCrMo-UHMWPE.

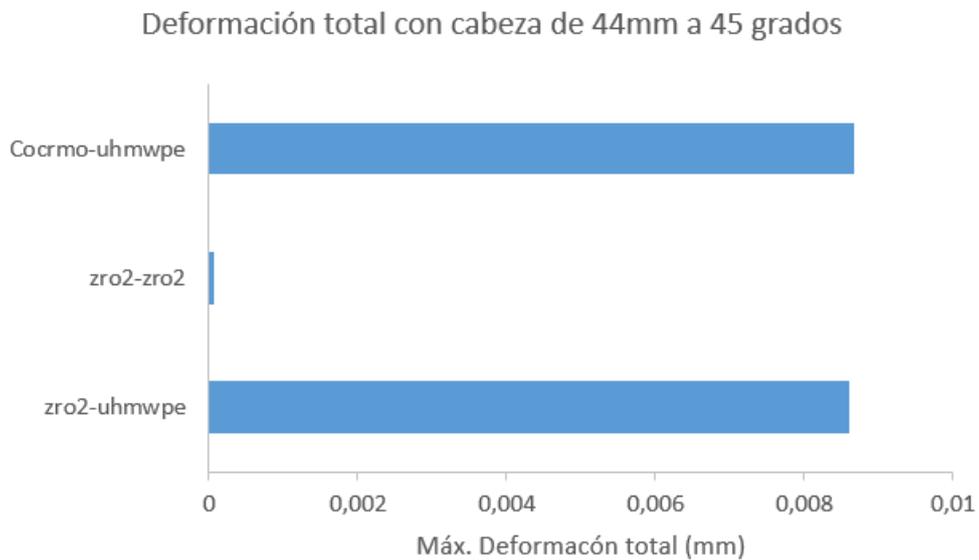


Figura 5.46: Comparación de las deformaciones en el inserto de 5mm a 45 grados.

La siguiente figura muestra las deformaciones totales producidas en el inserto multiplicadas por un factor de escala de 77.

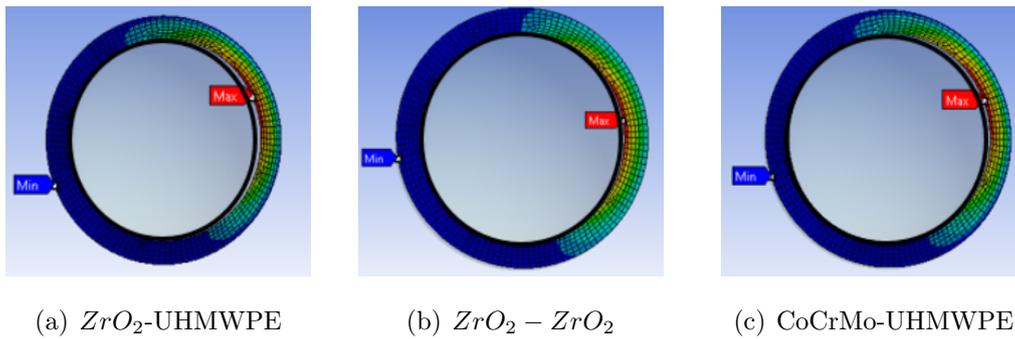


Figura 5.47: Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 44mm a 55 grados

En la figura 5.48 se representan las máximas deformaciones producidas en el inserto con los tres pares de materiales a 55° de inclinación.

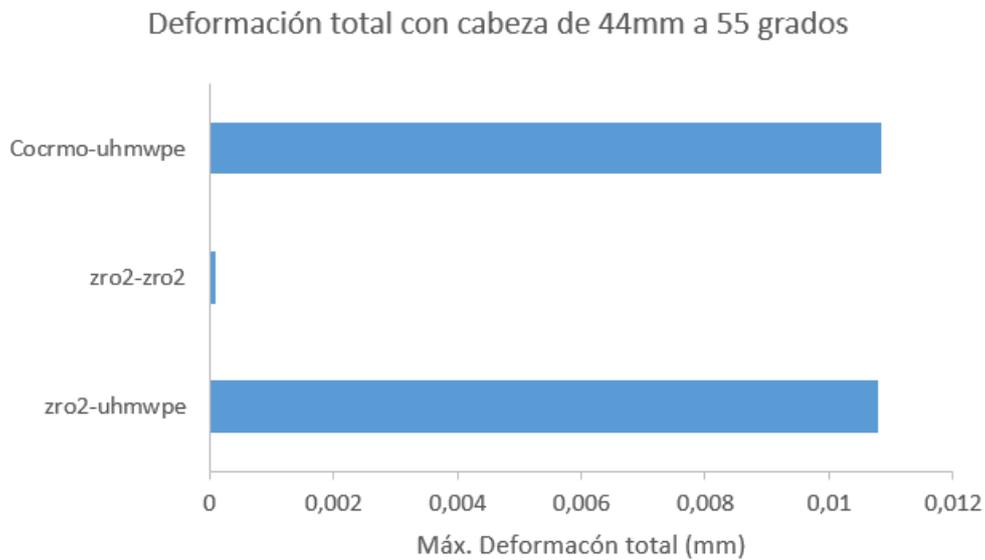


Figura 5.48: Comparación de las deformaciones en el inserto de 5mm a 55 grados.

La figura 5.49 se presentan las deformaciones en la cabeza de 44mm a 65 grados.

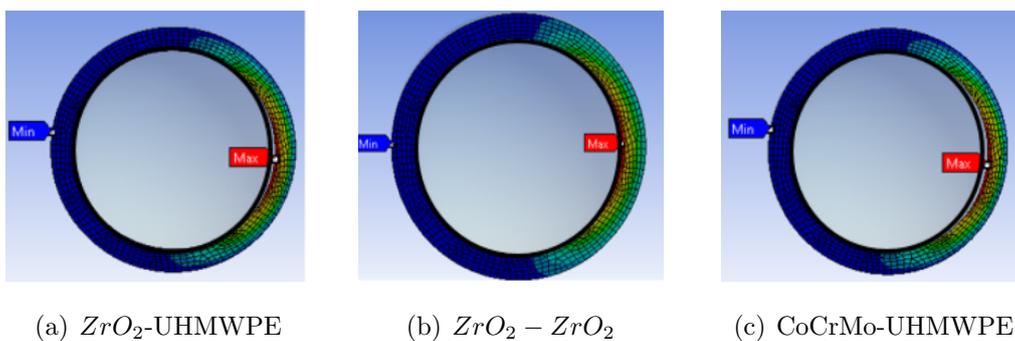


Figura 5.49: Deformación total del inserto, con cabeza femoral de 44mm a 65 grados

La figura que se muestra a continuación contiene los valores de las deformaciones producidas en los tres pares de materiales con e mayor de los ángulos.

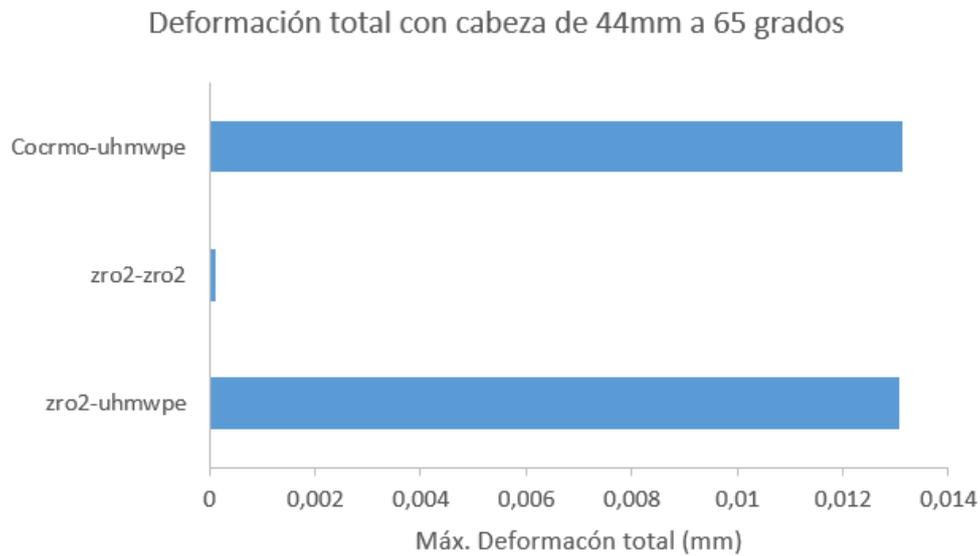


Figura 5.50: Comparación de las deformaciones en el inserto de 5mm a 65 grados.

Esta última gráfica de deformaciones en la prótesis con cabeza de 44mm recoge la información de dichas presiones en los cuatro ángulos con los tres pares de materiales.



Figura 5.51: Comparación de las deformaciones en los diferentes materiales en función de los ángulos.

5.5. Comparación de los tres tamaños

En esta sección se comparará tanto presiones de contacto como deformaciones producidas con los distintos ángulos de inclinación y distintos diámetros de cabeza.

5.5.1. Presiones de contacto

La figura que se muestran a continuación compara con el par de material cerámica-UHMWPE, las presiones de contacto con diferentes tamaños de cabeza en los cuatro ángulos.

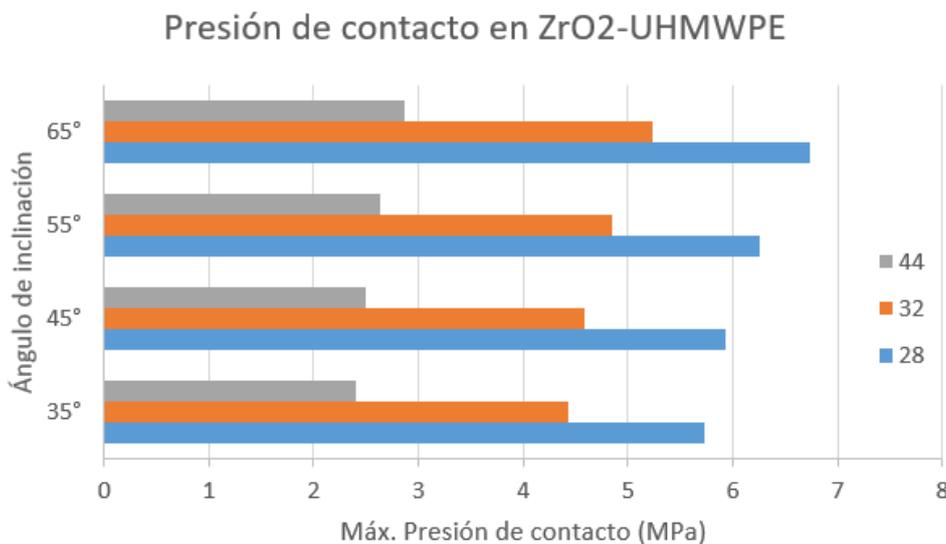


Figura 5.52: Comparación de las presiones de contacto en el par ZrO_2 -UHMWPE con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación.

La siguiente figura establece la comparación de las presiones de contacto en los tres tamaños de cabeza y los cuatro ángulos con el par de material cerámica-cerámica.

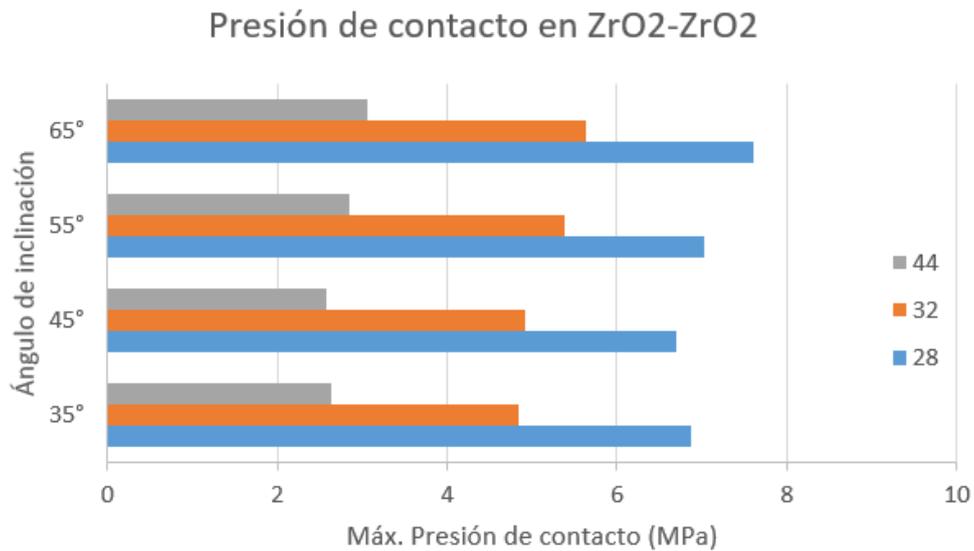


Figura 5.53: Comparación de las presiones de contacto en el par $ZrO_2 - ZrO_2$ con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación.

En la figura 5.54 se compara con el tercer par de material, CoCrMo-UHMWPE, las presiones de contacto en todos los ángulos con los tres tamaños de cabeza

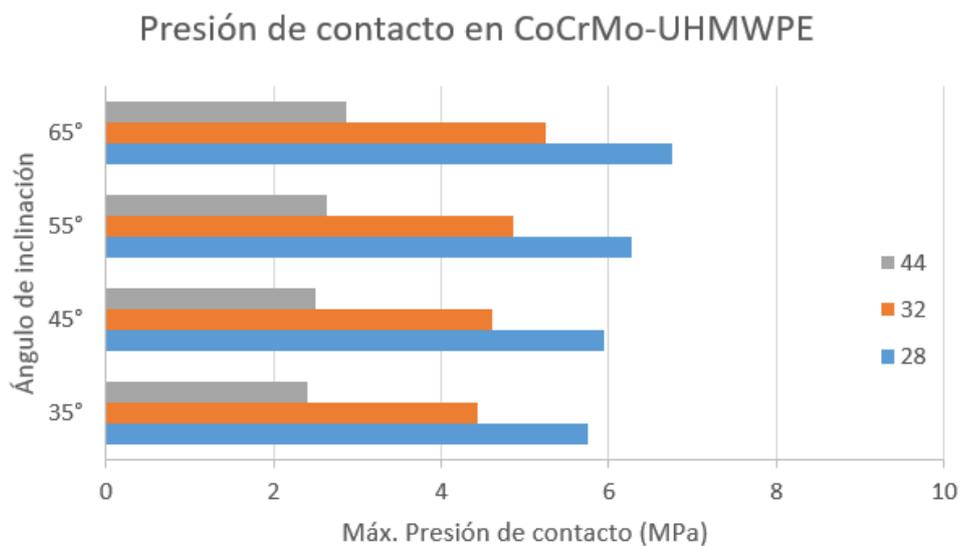


Figura 5.54: Comparación de las presiones de contacto en el par CoCrMo-UHMWPE con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación.

5.5.2. Deformaciones

A continuación, se muestran tres gráficas donde se compara, dentro del mismo par de material, las deformaciones con diferentes tamaños de cabeza e inclinación.

La figura que se muestran a continuación compara don el par de material cerámica-UHMWPE, la deformación máxima con diferentes tamaños de cabeza en los cuatro ángulos.

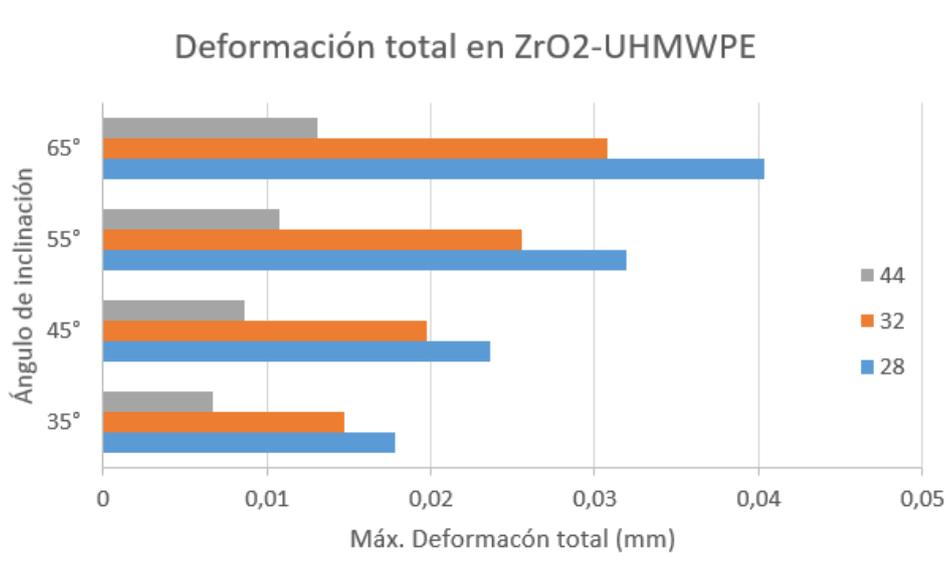


Figura 5.55: Comparación de las deformaciones en el par ZrO_2 -UHMWPE con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación.

La siguiente figura establece la comparación de las deformaciones en los tres tamaños de cabeza y los cuatro ángulos con el par de material cerámica-cerámica.

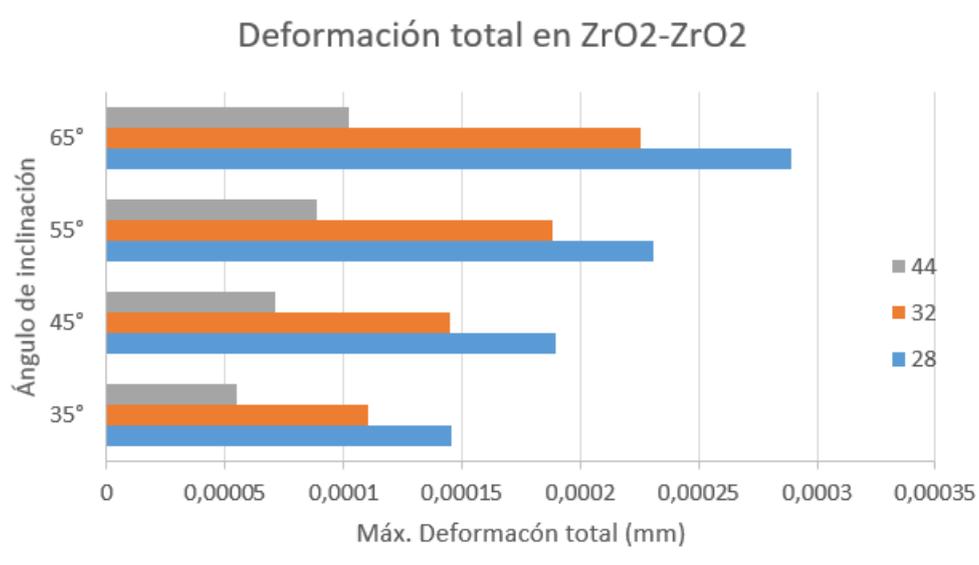


Figura 5.56: Comparación de las deformaciones en el par $ZrO_2 - ZrO_2$ con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación.

En la figura 5.57 se compara con el tercer par de material, CoCrMo-UHMWPE, las deformaciones totales en todos los ángulos con los tres tamaños de cabeza

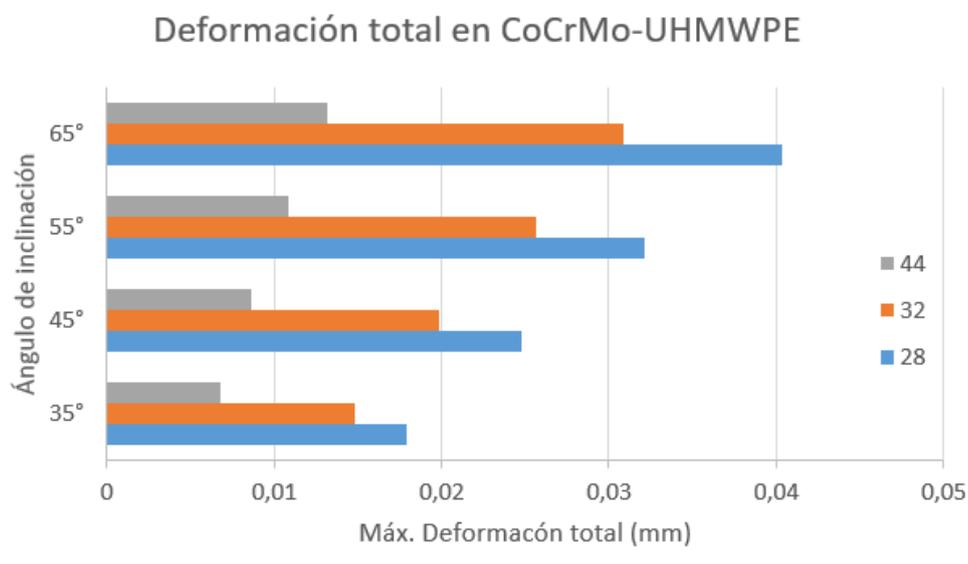


Figura 5.57: Comparación de las deformaciones en el par CoCrMo-UHMWPE con los tres tamaños de cabeza femoral y cuatro ángulos de inclinación.

Capítulo 6

Conclusiones

El propósito de este estudio fue investigar cómo los diferentes diámetros de cabeza combinados con 4 ángulos de inclinación del componente acetabular, así como tres pares de materiales influyen en las presiones de contacto y deformaciones. Ya que estos son uno de los factores que afectan al desgaste e inestabilidad de la prótesis.

Las cabezas femorales con diámetros más grandes aumentan el rango de movimiento antes del impacto con el componente acetabular como se puede ver en las figuras 5.1, 5.2 y 5.3. Además, la distancia de salto se incrementa en una cabeza con un diámetro grande, es decir, se reduce el riesgo de luxación postoperatoria.

En los resultados se observa que la presiones en el inserto disminuye al aumentar el diámetro de la cabeza femoral. Por lo que según los resultados obtenidos en este trabajo se puede concluir que con cabezas femorales de gran diámetro disminuyen las presiones de contacto y además presentan mayor rango de movimiento y menor riesgo de dislocación. Pero muchos artículos demuestran que con cabezas de diámetros grandes, el desgaste aumenta, debido a que el desgaste está determinado por varios parámetros además de la presión de contacto, como es la distancia de deslizamiento y el coeficiente de fricción.

Los resultados muestran diferencias de presiones de contacto con insertos cerámicos o polímeros, siendo mucho mayores con insertos cerámico, pero esta diferencia de presiones van siendo menores conforme aumenta el diámetro de la cabeza como se pueden ver en las figuras 5.10, 5.42.

Se ha mostrado una clara diferencia en las deformaciones en las que el inserto está formado por material cerámico, comparado con las prótesis que tienen UHMW-PE como material del inserto, siendo bastante menores con inserto cerámico. Esto es debido a que el material cerámico es más rígido que el polietileno. Las deformaciones pueden dar lugar a dislocaciones, ya que si se deforma el material del inserto, aparecerá un hueco entre la cabeza y el inserto en la parte inferior de la misma y esto puede dar lugar a posibles luxaciones.

Al haber simulado todos los puntos estudiados en este trabajo en cuatro ángulos posibles en los que el cirujano puede colocar la cúpula durante la operación, se puede observar en los resultados que, independientemente del tamaño de cabeza femoral utilizado, así como materiales de inserto, las presiones de contacto aumentan a medida que aumenta el ángulo. Por lo que se puede concluir la evidencia de usar ángulos de 35 o 45 grados y no más, ya que, si se usan ángulos mayores, no solo aumentan la presión de contacto, sino que sería más localizada, lo que produciría un claro desgaste en la zona afectada por la presión.

Bibliografía

- [1] VILLAR GONZÁLEZ, J; FERNÁNDEZ OTERO, H.R. RUBÉN ; PEREZ, C. ,“El par cerámica-cerámica en la prótesis total de cadera. Resultados clínicos a 12 años” ,*Complejo hospitalario de Ourense*, 2007. Vol.42, nº231, pp.120-123.
- [2] MALDONADO, ZULLY; BENDAYAN, JOSÉ; CERROLAZA, MIGUEL, ”Análisis tridimensional comparativo de la respuesta de prótesis de cadera mediante elementos finitos” ,*Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*,2000, Vol. 16, nº4, pp. 395-420.
- [3] RODRÍGUEZ LELIS, J. M.; ABÚNDEZ P., A.; ABÚNDEZ P, CLAUDIA; CHINCHILLA G, S. ,“Evaluación del desgaste de prótesis cerámicas de cadera recubiertas con DLC por triboadhesión Parte I - Diseño de la máquina de deposición y desgaste” .*Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*,2006, VOL.27, Nº1, PP-23-30.
- [4] EDWARD ANDERSON, ANDREW ,*Computational Modeling Of Hip Joint Mechanics*,Utah, 2007.
- [5] RUÍZ GARCÍA, DRA. L. E.; NAVARRO NAVARRO, DR. R.; RUÍZ CABALLERO, DR. J. A. [et al.] ,“Biomecánica de la cadera” .*Departamento Hospital Universitario Insular. U.L.P.G.C. Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología*,2003, 17º Jornadas, pp. 99-101.
- [6] ANGULO CARRERE, M^A TERESA; ÁLVAREZ MÉNDEZ, ANA ,“Biomecánica de la extremidad inferior. 2. Exploración de la articulación de la cadera” .*E.U. de Enfermería, Fisioterapia y Podología. Universidad Complutense de Madrid*,2009, pp. 12-25.

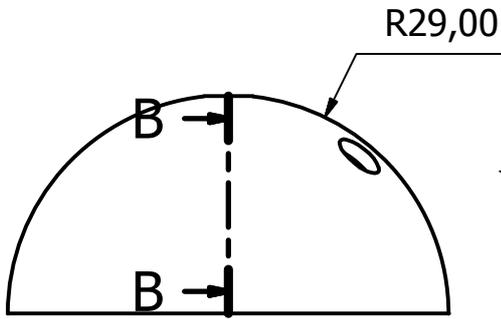
-
- [7] BYRNE, DAMIEN P.; MULHALL KEVIN J.; BAKER JOSEPH F. “Anatomy and Biomechanics of the Hip”. *The Open Sports Medicine Journal*, 2010, pp. 51-57.
- [8] COMÍN, MARIO; DEJOZ, RICARDO; ATIENZA, CARLOS, [et al.] BIOMECÁNICA ARTICULAR Y SUSTITUCIONES PROTÉSICAS textit Instituto de biomecánica de Valencia,
- [9] ROMERO, FRANCISCO; AMIROUCHE, FARID; ARAM, LUKE; GONZALEZ, MARK H. “Experimental and analytical validation of a modular acetabular prosthesis in total hip arthroplasty”. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 2007
- [10] ŽIVIĆA, F. ; BABIĆA , M. ; MITROVIĆA , S. [et al.]. “Friction Coefficient of UHMWPE During Dry Reciprocating Sliding”. *Tribology in Industry*, 2014, vol. 36, n° 3, pp. 281-286.
- [11] American Academy of Orthopaedic Surgeons.
<http://orthoinfo.aaos.org/>, *Consulta: 23-mayo-2016*
- [12] Articulación de la cadera con radiología y perthes.
<http://es.slideshare.net/raquelrbarrallo/3-articulacion-de-la-cadera-con-radiologica-y-perthes-ok>, *onsulta: 24-05-2016*
- [13] KURTZ, STEVEN M. ; KOCAGÖZ, SEVI; ARNHOLT, CHRISTINA; HUET, ROLAND. [et al.]. “Advances in Zirconia Toughened Alumina Biomaterials for Total Joint Replacement”. *National Institutes of health*, 2014, pp. 107-116.
- [14] HERMAWAN, HENDRA; RAMDAN, DADAN; DJUANSJAH JOY R. P. [et al.]. “Metals for Biomedical Applications” *Faculty of Biomedical Engineering and Health Science, Universiti Teknologi Malaysia*, 2011
- [15] ,PUOLAKKA, TIMO *Cementless total hip prosthesis ans polyethylene liner wear, tampere finlandia*, Faculty of Medicine of the Universit of Tampere, Finland, 2003.
- [16] DUQUE MORÁN, J. F.; NAVARRO NAVARRO, R.; NAVARRO GARCÍA, R. [et al.]. “La corrosión en pares de fricción de las Prótesis Totales de Cadera” 2011, pp. 13-15

-
- [17] SMITH AND NEPHEW. SYNERGY. Vástago No Cementado.
- [18] CATÁLOGOS ZIMMER.
- [19] RODRIGUEZ, J. A.; RATHOD, P. A. “Large diameter heads” *The Bone and Joint Journal*, 2012
- [20] JAMESON, SIMON S ; MASON, JAMES M; BAKER, PAUL N.[et al.] “No functional benefit of larger femoral heads and alternative bearings at 6 months following primary hip replacement” *Acta Orthopaedica*, 2015, pp. 32-40
- [21] ASTM F136, ISO 5832-3
- [22] ASTM F75, ISO 5832-4
- [23] ASTM F648, ISO 583-2
- [24] ASTM C848
- [25] BLACK, JONATHAN; GASTH HASTINGS, BIOMATERIAL PROPERTIES, 1998.
- [26] PARK, JOON BIOCERAMIS PROPERTIES, CHARACTERIZATIONS AND APPLICATIONS. 2008.
- [27] MANUAL DE USUARIO ANSYS WORKBENCH
- [28] HUA, XIJIN; JUNYAN, LI; LING, WANG.[et al.] “Contact mechanics of modular metal-on-polyethylene total hip replacement under adverse edge loading conditions” *Journal of Biomechanics*. 2014, pp. 3303-3309.
- [29] MANIVASAGAM, GEETHA; DHINASEKARAN, DURGALAKSHMI; RAJAMANICKAM, ASOKAMANI. “Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention ” *School of Mechanical and Building Sciences, VIT University, Vellore, India*, 2010, pp. 40-54.
- [30] OLDANI, CARLOS; DOMINGUEZ, ALEJANDRO. “Titanium as a Biomaterial for Implants” *Universidad Nacional de Córdoba, Argentina*, 2012
- [31] INOUE, A; ASAUMI, K; ENDO, H.[et al.] “Assessment of head wear more than ten years after total hip arthroplasty: 22-mm zirconia vs. metal heads” *Europe PMC*, 2006, PP. 311-318.

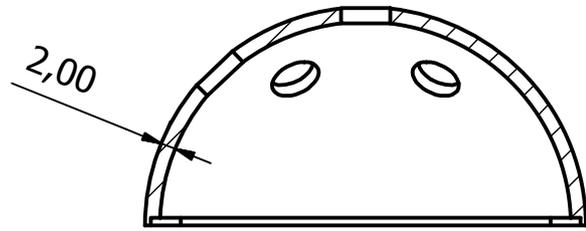
- [32] ENAB, T.A.; BONDOK, NADIA E. “Effect of Femoral Head Size on Contact Pressure and Wear in Total Hip Arthroplasty” *nternational Journal of Innovative Research in Science, Engineering and Technology* 2014, Vol.3
- [33] APUNTES BIOMECÁNICA I: SÓLIDOS

Anexo I: Planos prótesis

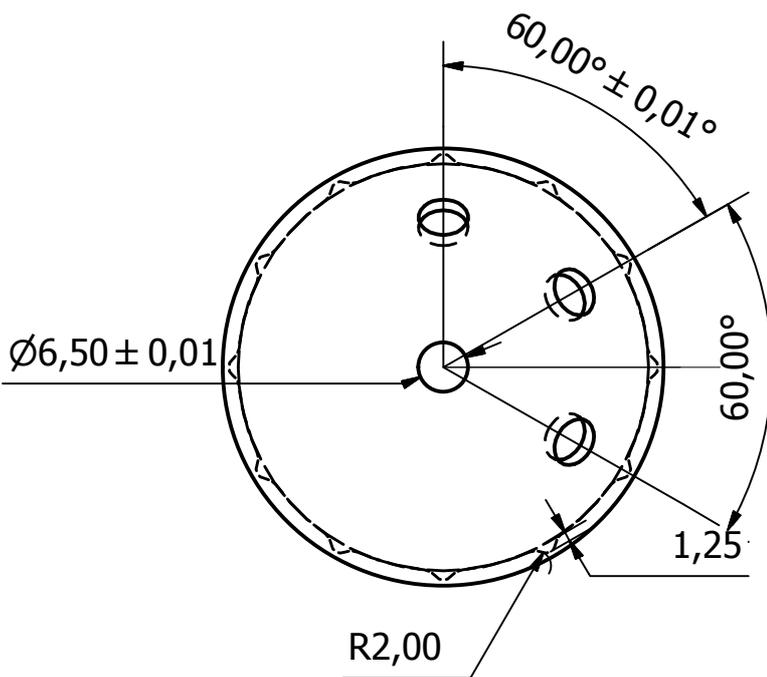
FRONT



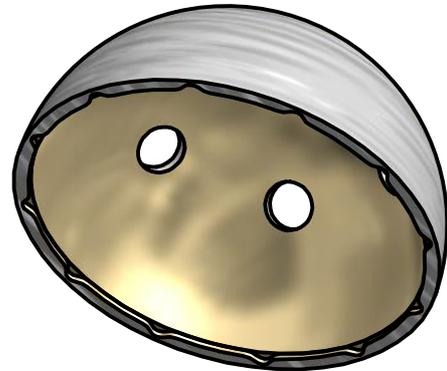
B-B



TOP



3D

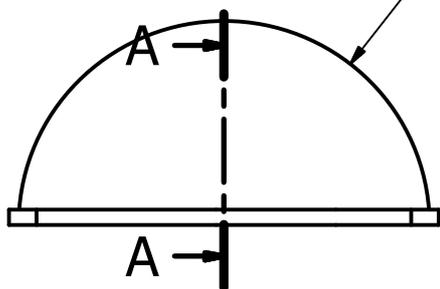


Diseñado por Sarai Infantes Díaz		A4
Universidad de Málaga	Cúpula	
	Unidades mm	Scale 1:1

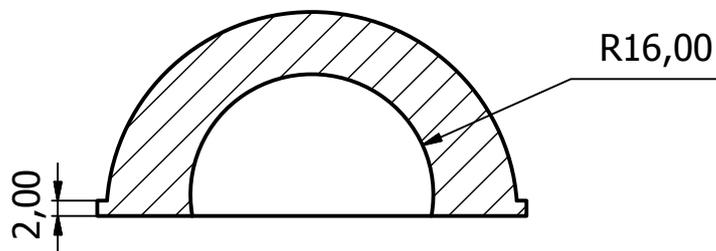
1,2

FRONT

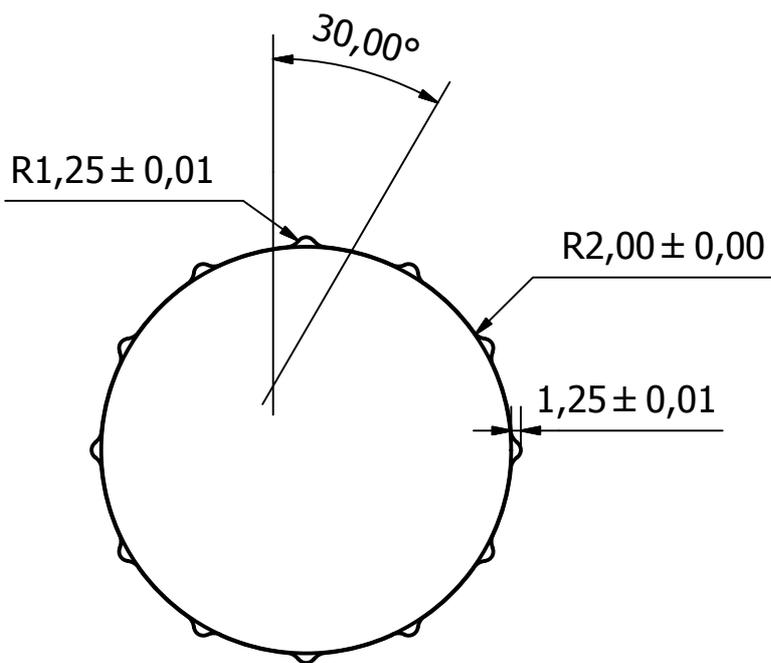
R27,00



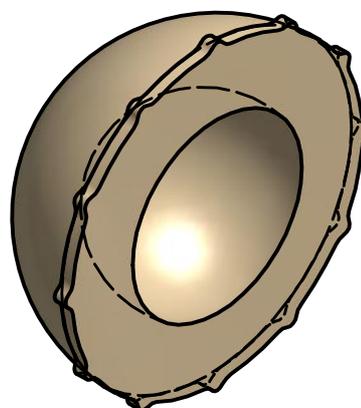
A-A



TOP (1:1)



3D (1:1)



Diseñado por

Sarai Infantes Díaz

A4

Universidad de Málaga

Inserto

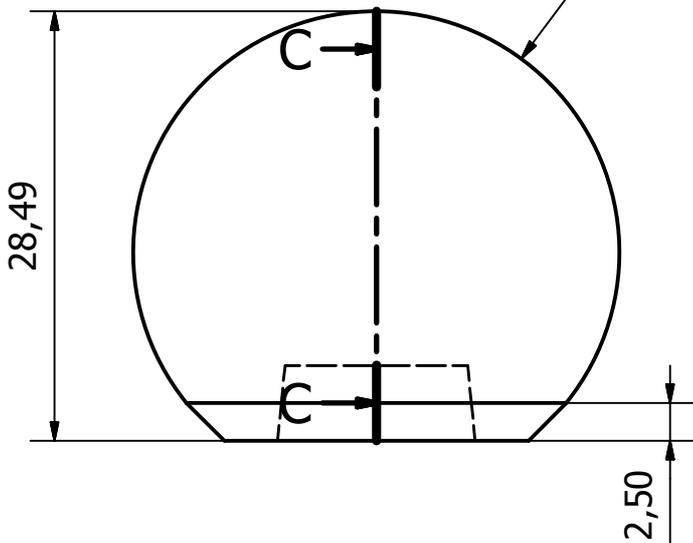
Unidades
mm

Scale
1:1

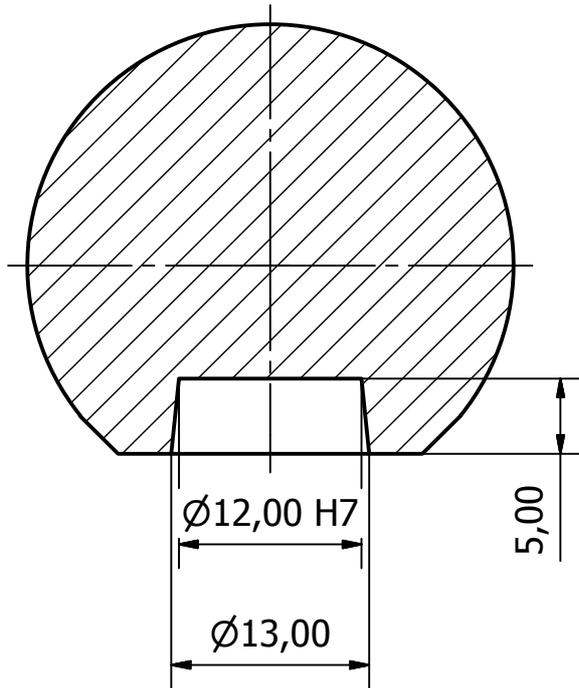


FRONT

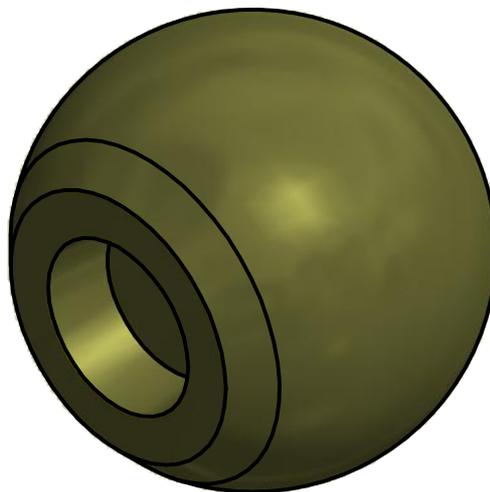
R16,00



C-C



3D



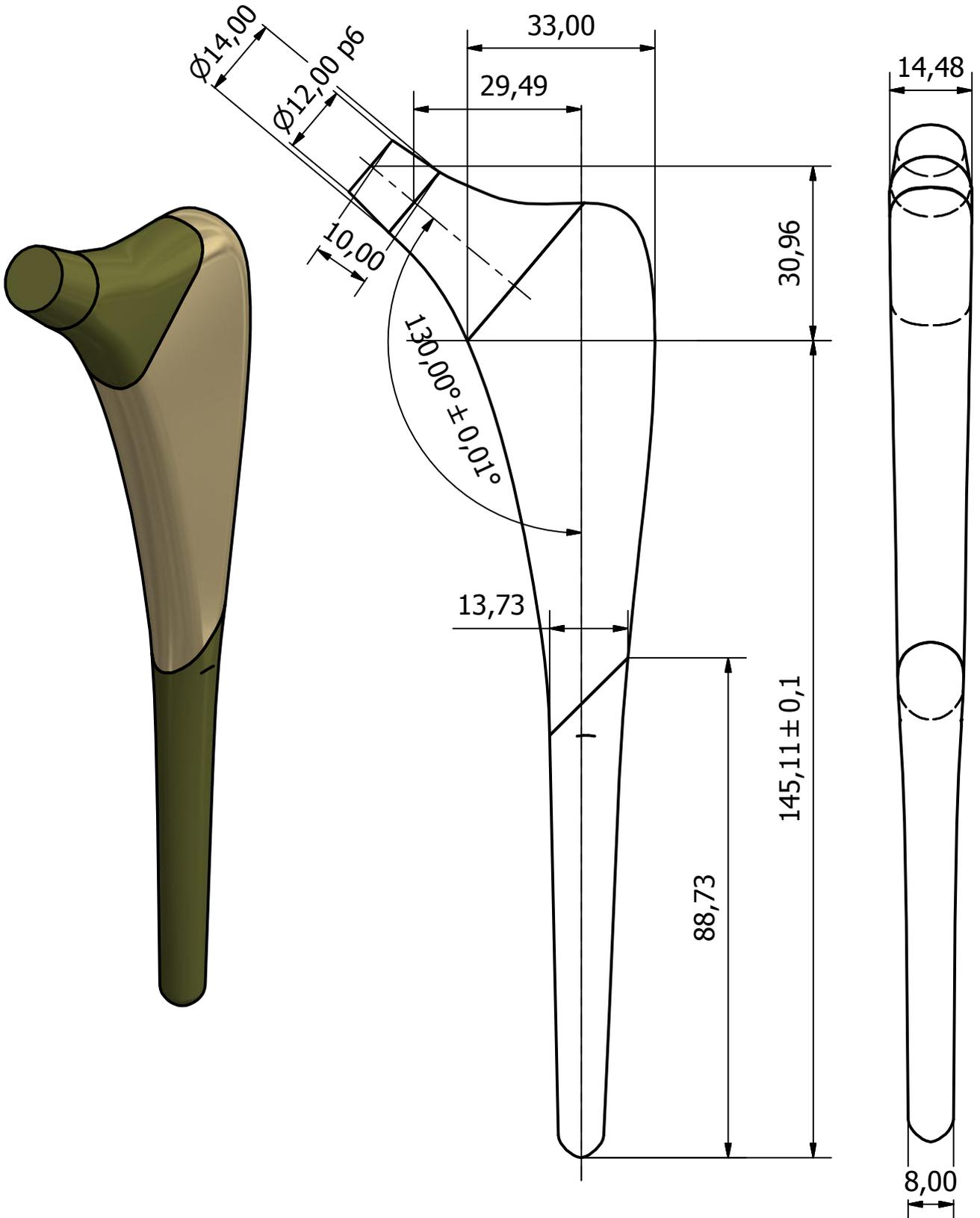
Diseñado por Sarai Infantes Díaz		A4
Universidad de Málaga	Cabeza	
	Unidades mm	Scale 2:1



FRONT

LATERAL

3D



Diseñado por

Sarai Infantes Díaz

A4

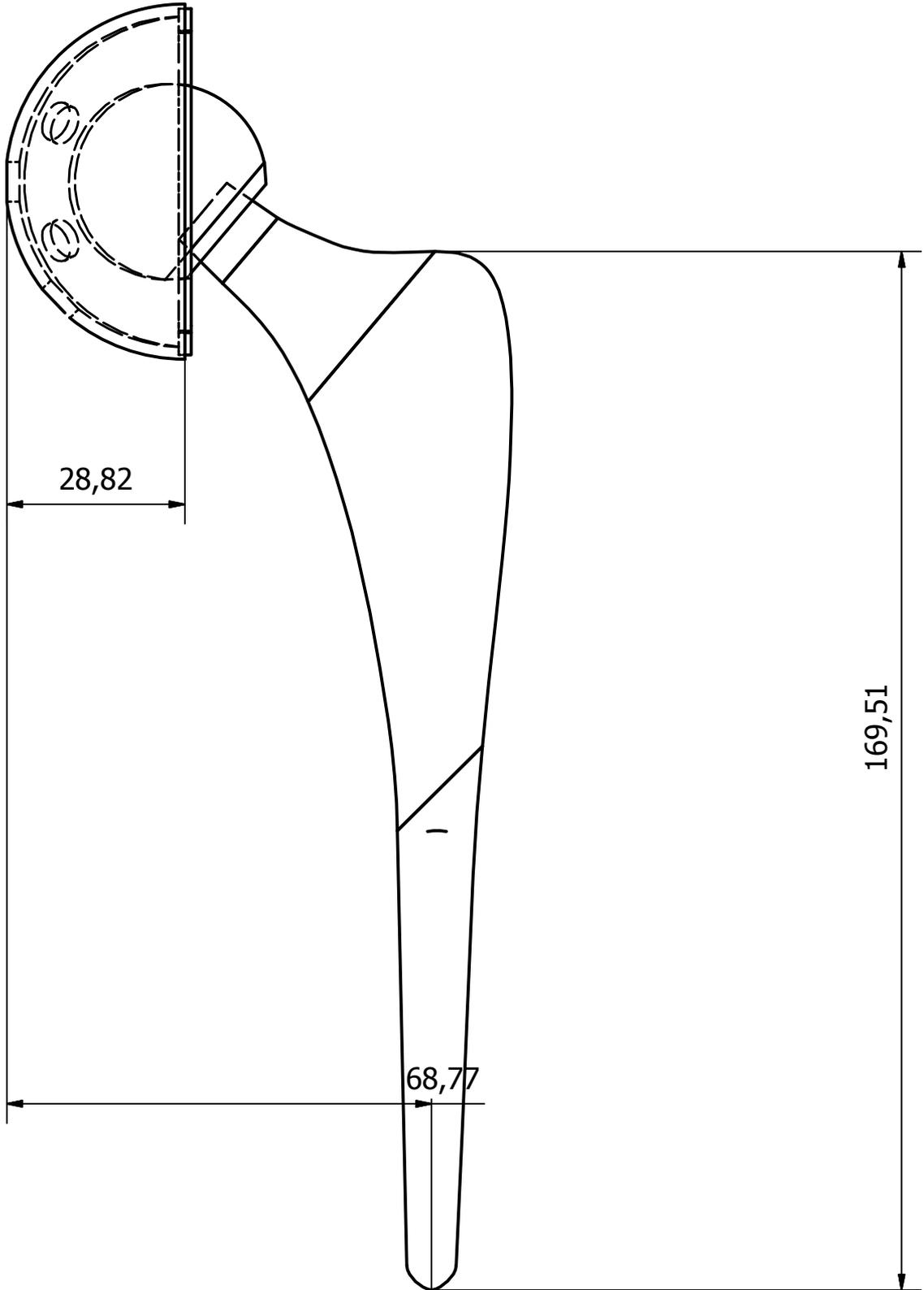
Universidad de Málaga

Vástago

Unidades
mm

Scale
1:1

ASSEMBLY



Diseñado por Sarai Infantes Díaz		A4
Universidad de Málaga	Prótesis cadera	
	Unidades mm	Scale 1:1

